

Université de Montréal

**Étude de l'évolution des aptitudes physiques durant la
réadaptation fonctionnelle intensive (RFI) chez les blessés
médullaires traumatiques**

par

Anne-Marie Girard

École de réadaptation

Faculté de médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de Maître ès sciences (M. Sc.)
en Sciences biomédicales
option Réadaptation

Décembre, 2008

© Anne-Marie Girard, 2008

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Étude de l'évolution des aptitudes physiques durant la réadaptation fonctionnelle
intensive (RFI) chez les blessés médullaires traumatiques

présenté par :
Anne-Marie Girard

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Dr. Chantale Dumoulin, PhD, présidente-rapporteure

Dr. Sylvie Nadeau, Ph. D, directrice de recherche

Dr. Luc Noreau, Ph. D co-directeur

Dr. Hugues Barbeau, Ph. D, membre du jury

Résumé

La récupération optimale des amplitudes articulaires (AAs) et de la force musculaire est un objectif crucial de la réadaptation fonctionnelle intensive (RFI) à la suite d'une lésion médullaire (LM). Le but de la présente étude était de documenter les changements d'AAs des membres supérieurs durant la RFI chez des individus ($n = 197$) ayant subi une LM et d'établir le lien avec l'autonomie fonctionnelle. Les données (AA, force musculaire, spasticité, déficiences secondaires, autonomie fonctionnelle) ont été collectées à l'admission et au congé de la RFI. Des analyses descriptives, des tests d'association entre les changements d'AAs et des variables indépendantes (douleur, spasticité, déficiences secondaires, force) et des analyses multivariées ont été utilisées.

Les individus ayant une paraplégie présentent peu de déficit d'AAs à l'épaule comparés à ceux ayant une tétraplégie. Parmi ces derniers, une majorité présente des AAs sous les valeurs de normalité en fin de RFI. Le groupe D, établi selon l'évaluation de l'American Spinal Injury Association (ASIA D) présente des pertes d'AAs plus importante qu'attendue. La douleur au niveau articulaire est un facteur influençant les changements d'AAs, particulièrement dans ce groupe. La force musculaire chez les personnes ayant une tétraplégie sévère (ASIA ABC) est plus faible que celle du groupe ayant une lésion moins sévère (ASIA D). Généralement, le gain de force corrèle avec le gain d'AA. La force musculaire, les AAs et le nombre de déficiences secondaires sont les principaux éléments influençant l'autonomie fonctionnelle.

En conclusion, la perte d'AA est plus importante à l'articulation de l'épaule et, pour plusieurs individus, malgré un gain significatif, les AAs n'atteignent pas les valeurs de référence au congé de la RFI. La force musculaire et certaines déficiences secondaires sont des éléments à considérer pour expliquer les pertes d'AAs et d'autonomie fonctionnelle. Les études futures devront clarifier certains aspects dont l'atteinte de la rotation médiale qui semble montrer un patron différent de récupération en comparaison des autres mouvements de l'épaule. De plus, les études devront montrer si ces changements et résultats sont maintenus après le congé de la RFI.

Mots-clés : Réadaptation, lésion médullaire, amplitude articulaire, force, autonomie fonctionnelle, membre supérieur

Abstract

Optimal recovery of range of motion (ROM) and strength are critical objectives of intensive rehabilitation following spinal cord injury (SCI). The aim of this study was to characterize the evolution of ROM and strength at the upper limb and analyze their relationship with functional independence during intensive rehabilitation. Data ROM, strength, spasticity, secondary impairments, functional independence) from 197 participants with SCI were collected at admission and discharge from intensive rehabilitation and were analyzed with descriptive statistics and multivariate analyses (regressions, ANOVA). Specific association analyses were used to determine the level of association between ROM, strength and independent variables such as pain, spasticity and secondary impairments.

Lesser deficit in ROM was observed in participants with paraplegia compared to those with tetraplegia. The deficit in individuals with tetraplegia was larger to an extent that most of them did not reach normality in ROM at shoulder joint. Surprisingly, individuals with less severe injury according to the American Spinal Injury Association classification (ASIA D) showed larger deficit of ROM than expected. Joint pain was related to reduce ROM, particularly in participants with ASIA D lesion. Values of muscle strength in individuals with more severe tetraplegia (ASIA ABC) are lower than the ones observed in individuals with less severe injury (ASIA D). Overall, strength and ROM were correlated, except for medial rotation movement. ROM, strength, and secondary impairments are the major determinants of functional independence.

In conclusion, shoulder joint was the most affected joint of the upper limb, and, despite of significant gains of ROM, abnormalities were greater than expected. Strength and some secondary impairment were related in loss of ROM and functional independence throughout rehabilitation. More study will be needed to understand the medial rotation movement at the shoulder that seems to evolve differently from other movements, and to determine whether or not changes observed during rehabilitation are maintained over time.

Key-words: rehabilitation, spinal cord injury, range of motion, muscle strength, functional independence, upper limbs

Table des matières

Étude de l'évolution des aptitudes physiques au cours de la réadaptation fonctionnelle intensive (RFI) et relations avec l'autonomie fonctionnelle chez les blessés médullaires traumatiques.....	i
Résumé.....	v
Table des matières	vii
Liste des tableaux.....	xi
Liste des sigles et des abréviations	xiii
Remerciements.....	xvii
1. Introduction.....	19
2. Problématique	23
2.1 Problématique	23
2.2. But et objectifs de l'étude	26
2.2.1 Objectifs spécifiques	26
2.3. Hypothèses	26
2.3.1 Hypothèses spécifiques liées à chacun des objectifs.....	27
2.4. Pertinence de l'étude.....	27
3. Revue de littérature	29
3.1 Épidémiologie	29
3.1.1 Incidence, prévalence, étiologie des lésions médullaires.....	29
3.1.2 Disparités régionales (Québec, Canada, USA)	30
3.2 Mécanisme lésionnel.....	31
3.3 Déficit neurologique à la suite d'une lésion médullaire : déficience primaire	31
3.3.1 Niveau et sévérité de la lésion.....	32
3.3.2 Évaluation du déficit neurologique	33
3.3.2.1 Niveau neurologique de la lésion.....	34
3.3.2.2 Échelle motrice : ASIA moteur.....	34
3.3.2.3 Échelle sensitive : ASIA sensitif.....	35
3.3.2.4 Sévérité de la lésion : lésion complète et incomplète	35
3.3.2.5 Classification ASIA	36

3.3.3 Récupération suite à une lésion médullaire.....	37
3.3.3.1 Récupération neurologique	38
3.3.3.2 Récupération motrice et fonctionnelle	39
3.4 Réadaptation fonctionnelle intensive (RFI)	41
3.4.1 Aptitudes physiques	42
3.4.1.1 Amplitude articulaire	42
3.4.1.2 Force musculaire	47
3.4.2 Autonomie fonctionnelle.....	49
3.5 Utilisation des bases de données cliniques	51
4. Méthodologie	55
4.1 Base de données sur les lésions médullaires au Québec.....	55
4.1.1 Description de la base de données	55
4.1.2 Données de la RFI : méthodologie et description	56
4.2. Procédures méthodologiques	58
4.2.1 Étude de la base de données.....	58
4.2.2 Identification des variables	59
4.2.3 Étapes initiales du travail avec les données et stratégies d'analyses	62
4.2.4 Statistiques utilisées	63
5. Résultats	65
5.1 Article.....	65
5.2 Résultats complémentaires.....	96
5.2.1 Force musculaire	96
5.2.2 Étude des relations entre les AAs et les autres aptitudes physiques	97
5.2.3 Contribution des aptitudes physiques à l'autonomie fonctionnelle	98
6. Discussion	99
6.1 Base de données	99
6.2 Classification ASIA ABC et D	100
6.3 Amplitudes articulaires	101
6.4 Force musculaire	106
6.5 Fonction	107
6.6 Limites	108

6.7 Recherches futures	109
7. Conclusion	111
Bibliographie	113
Annexe I. Classification des lésions médullaires selon le protocole d'évaluation de l'American <i>Spinal Injury Association</i> (ASIA)	xix
Annexe II. Mesure de l'indépendance fonctionnelle.....	xxi
Annexe III. Positions d'évaluations lors de la collecte des données pour les amplitudes articulaires et la force musculaire	xxiii
Annexe IV. Article –Accord des coauteurs	xxxvii
Annexe V. Tableaux des résultats complémentaires	xxxix
Annexe VI. Autorisations des comités d'éthiques.....	xliii
Annexe VII. Abrégés de participation à des activités scientifiques	xliv

Liste des tableaux

Tableau I. Échelle motrice ASIA : description des muscles clés et correspondance avec la racine nerveuse.....	35
Tableau II. Échelle de déficiences ASIA (ASIA Impairment Scale) ...	37
Tableau III. Comparaison des mesures d'amplitudes articulaires de l'épaule, par mouvement, selon les différents auteurs.....	46
Tableau IV. Cotation de force musculaire selon le BMM conventionnel utilisé par l'ASIA Impairment Scale	48
Tableau V. Cotation de l'échelle Ashworth modifiée.....	61

ARTICLE

Table 1. Description of the participants according to the type of injury (n = 197).....	87
Table 2. Descriptive statistics of upper limb range of motion (ROM) for 3 specific joints at admission and discharge from intensive rehabilitation according to the type of injury (tetraplegia and paraplegia) and the severity of injury (AIS ABC and D).....	89
Table 3. Proportion of participants with tetraplegia who showed a ' <i>discharge abnormal ROM</i> ' according to the status of ROM changes during the intensive rehabilitation.....	92
Table 4. Presence of pain at upper limb movements at discharge for tetraplegia within each status of ROM changes during intensive rehabilitation ...	94

ANNEXES

Tableau VI. Force musculaire à l'admission et au congé de la RFI pour les participants ayant une tétraplégie traumatique.....	xxxix
Tableau VII. Modèles issus des résultats des analyses de régression multiples permettant d'expliquer les scores d'autonomie fonctionnelle (MIF) au congé chez les participants avec une tétraplégie (ABC n=37; D n=51), à partir des variables indépendantes au congé.....	xli

Liste des sigles et des abréviations

AA	Amplitude articulaire
AIS	ASIA impairment scale
AMA	American Medical Association
ASIA	American Spinal Injury Association
BMM	Bilan musculaire manuel
CHA-HEJ	Centre Hospitalier Affilié universitaire de Québec -Hôpital de l'Enfant Jésus de Québec
CIRRIS	Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale
CRIR	Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation
FM	Force musculaire
HSCM	Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal
ICSSCI	International Classification Standard of Spinal Cord Injuries
IRD PQ	Institut de réadaptation en déficience physique de Québec
IRM	Institut de Réadaptation de Montréal
Kg	Kilogramme
MIF	Mesure de l'indépendance fonctionnelle
N	Newton
Nm	Newton-mètre

PRISST	Programme de recherche en réadaptation et intégration sociale en traumatologie
RFI	Réadaptation fonctionnelle intensive
REPAR	Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation
SCI	Spinal Cord Injury

*À ma famille, pour leur soutien total et leurs
encouragements sans relâche*

*À mes amis, qui ont su entretenir mon
équilibre personnel*

Remerciements

Je tiens à remercier sincèrement toutes les personnes qui ont contribué à ce projet. Je remercie particulièrement le Dr Luc Noreau, professeur à l'Université Laval, initiateur du projet de recherche et sans qui certains concepts me seraient demeurés inconnus. Je ne peux passer sous silence son soutien, son calme, sa patience et sa motivation à me diriger malgré la distance physique qui nous séparait. Sa passion pour la recherche et son leadership m'ont grandement impressionné. Je remercie aussi Dre Sylvie Nadeau, professeur à l'Université de Montréal, co-chercheuse du projet de recherche et directrice de mes études supérieures. Elle m'a conseillée dans tous les aspects de ma formation. Son support, ses encouragements, ainsi que tout son enseignement ont été essentiels à la réussite de cette maîtrise. Je tiens également à remercier mes professeurs de l'École de réadaptation pour leur patience et leurs mots d'encouragements, tout au long de ma formation académique. Un grand merci tout spécial à Marie-Thérèse Laramée et à Julie Tremblay pour leur aide importante concernant la base de données, ainsi que pour leur support technique et personnel.

Ce projet de maîtrise n'aurait pu voir le jour sans l'appui financier de la Faculté des études supérieures, celui de l'Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec, ainsi que l'appui financier du programme de recherche en réadaptation et intégration sociale en traumatologie (PRISST), et de l'Institut de réadaptation en déficiences physiques de Québec (IRD PQ). Je voudrais de plus remercier le Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), site de l'Institut de réadaptation de Montréal (IRM), et le réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR) pour leur soutien financier qui m'a permis de participer à des événements scientifiques dont l'important congrès de l'American Spinal Injury Association (ASIA) sur les lésions médullaires, en Floride, aux États-Unis.

Toutes ces personnes et ces organismes ont facilité mon cheminement pour la réalisation de ce mémoire.

1. Introduction

Au Québec, il y a environ 200 nouveaux blessés médullaires par année. Étant donné que l'âge moyen des personnes ayant une lésion médullaire au Québec est de 39 ans (Noreau *et coll.*, 2004) et que l'espérance de vie augmente continuellement, la réadaptation et la réintégration sociale est importante. Le développement optimal des aptitudes physiques joue un rôle primordial dans l'autonomie des personnes ayant une lésion médullaire et l'autonomie favorise par la suite la participation sociale. L'un des buts principaux de la réadaptation, dans sa finalité, est le retour de la personne dans la communauté afin qu'elle puisse assurer ses rôles sociaux et s'épanouir en dépit d'un handicap résiduel tel que celui causé par une lésion médullaire.

La réadaptation des personnes blessées médullaires s'est grandement développée depuis la deuxième guerre mondiale (Bosch, 1971; Sipski 2006). Bien que la compréhension des lésions de la moelle épinière et que les traitements aient évolués beaucoup en près de cent ans (Nyland 2000), l'autonomie fonctionnelle suite à une telle lésion demeure dépendante des aptitudes physiques résiduelles telles que les amplitudes articulaires (AAs) et la force musculaire.

Une proportion importante des personnes ayant une lésion médullaire doit utiliser le fauteuil roulant pour se déplacer au quotidien ainsi la force des membres supérieurs devient l'élément moteur de leurs activités fonctionnelles. En plus de propulser le fauteuil roulant, les membres supérieurs sont aussi utilisés pour réaliser les transferts et plusieurs autres activités fonctionnelles telles que celles reliées à l'alimentation et aux soins personnels. L'impact d'un manque d'amplitude articulaire (AA) aux membres supérieurs sur la fonction de ces individus est méconnu et très rares sont les études qui ont documenté les changements d'AA durant leur réadaptation. Par exemple, si l'AA n'est pas suffisante en flexion du coude ou de l'épaule, il devient impossible de se peigner les cheveux. Tout comme il est impossible de lever une tasse si la force aux membres supérieurs est insuffisante.

Chez les personnes ayant eu une lésion médullaire, la diversité des capacités individuelles résiduelles en fin de réadaptation est grande car les lésions médullaires sont aussi diversifiées quant à leurs causes, leurs mécanismes, leurs niveaux et leur sévérité. Tous les niveaux neurologiques de la moelle épinière peuvent être atteints, à divers degrés. Il en résulte principalement deux grandes catégories de blessures médullaires, soit une tétraplégie ou une paraplégie. Le degré de sévérité, qualifié de complet ou incomplet, vient moduler aussi les capacités résiduelles. Les personnes atteintes d'une lésion médullaire peuvent donc être très différentes les unes des autres en termes de leurs aptitudes physiques et capacités, telles que les AAs et la force musculaire, ainsi que la mesure de la capacité fonctionnelle.

Contrairement à la force musculaire qui a fait l'objet de plusieurs articles scientifiques, la littérature actuelle révèle très peu de données sur les AAs chez les personnes ayant une lésion médullaire, et sur les facteurs pouvant l'influencer. L'objectif principal de ce mémoire de maîtrise de recherche était donc d'étudier les changements d'AAs au cours de la rééducation fonctionnelle intensive (RFI) chez cette clientèle et de documenter l'influence de certains facteurs. L'étude actuelle fournira des données de références aux cliniciens et aux chercheurs et permettra d'évaluer l'effet des interventions en réadaptation.

La période de RFI est toute désignée pour favoriser la recherche sur les aptitudes physiques, car l'état des blessés médullaires est plus stable qu'en phase aiguë et le développement des aptitudes et capacités physiques est un objectif premier de cette période de réadaptation. De plus, les milieux spécialisés qui offrent ces programmes de RFI donnent accès à des groupes plus nombreux de sujets.

Dans le cadre d'une étude longitudinale menée entre 1996 et 2003 au Québec, le «Groupe de recherche clinique sur l'adaptation-réadaptation de la personne ayant une lésion médullaire» a développé une base de données sur les personnes ayant une lésion médullaire et celle-ci est devenue l'une des plus grandes bases de données à l'échelle mondiale (Noreau, 2004). Les premières analyses ont ressorti des points généraux et certaines tendances pour cette population du Québec. Notamment, pour les aptitudes

physiques, il a été montré que certains patients perdaient certaines capacités (AA, force musculaire, déficiences secondaires) en cours de RFI. Ce point est d'importance et méritait que l'on s'intéresse davantage au changement des aptitudes physiques et fonctionnelles en cours de RFI et des facteurs modulateurs.

Grâce à une subvention de deux partenaires : le Programme de recherche en réadaptation et intégration sociale en traumatologie (PRISST) et le Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR), une analyse complémentaire des données a donc pu être réalisée par le biais de ce mémoire afin d'approfondir l'analyse des changements dans les aptitudes physiques, dont ceux des AAs au cours de la RFI.

2. Problématique

Dans ce chapitre, les éléments associés au développement et aux objectifs de cette étude seront présentés. La problématique explique l'environnement lié à la recherche sur les lésions médullaires, les éléments mis en évidence par la littérature et par la clinique et le choix des éléments évalués dans cette étude. Les buts et les objectifs (généraux et spécifiques) de l'étude seront exposés, et les hypothèses liées à la problématique seront établies. Pour conclure ce chapitre, la pertinence de l'étude sera démontrée d'une façon concise.

2.1 Problématique

Les blessés médullaires perdent l'usage de deux (paraplégie) ou quatre membres (tétraplégie) selon le niveau d'atteinte de la moelle épinière. Ces pertes peuvent être asymétriques, symétriques, complètes ou partielles dépendant de la sévérité de l'atteinte (section transversale complète ou partielle de la moelle épinière). La perte du contrôle moteur sous lésionnel résulte en une incapacité, partielle ou totale, de bouger les bras, le tronc et les jambes, d'où une perte fonctionnelle importante. Cette dernière est une conséquence directe de la lésion, c'est-à-dire de la perte de force, de sensibilité et de l'altération du tonus. Cependant, certains déficits secondaires, tels que l'ossification hétérotopique, les troubles des organes internes (ex. infections urinaires), la douleur neurogène (Sipski, 2006) et la perte d'AA (AA) influencent aussi leur autonomie fonctionnelle.

Depuis toujours, la quantification des AAs fait partie de l'évaluation clinique de la condition des personnes avec une lésion médullaire (Sipzki 2006, Crowe 2000, Yarkony 1985). Les AAs des membres supérieurs sont importantes pour ces personnes car, pour certaines d'entre elles, toutes les activités fonctionnelles y compris les déplacements en fauteuil roulant et les transferts sont réalisés avec les bras (Nyland, 2000; Silfverskiold 1991; Crowe, 2000; Waring & Maynard, 1991). Retrouver ou maintenir des AAs normales

fait donc partie des objectifs cliniques importants de la réadaptation des personnes avec une lésion de la moelle (Sipski 2006).

Les rapports d'une première analyse de données de la période de RFI provenant du Groupe de recherche clinique sur l'adaptation-réadaptation de la personne ayant une lésion médullaire montrent que les blessés médullaires avaient des pertes dans les aptitudes physiques (AAs, force, fonction) au membre supérieur (Noreau *et coll.* 2003, 2004). Toutefois, les analyses n'ont pas démontré quelles étaient les causes et n'ont pas fourni de données détaillées des changements des aptitudes physiques et des facteurs importants à considérer.

La littérature suggère que plusieurs facteurs peuvent expliquer les pertes d'AAs chez les personnes avec une lésion médullaire. Parmi ceux-ci, le niveau, le type et la sévérité de la lésion médullaire ainsi que l'âge, le temps écoulé depuis la blessure médullaire, le délai entre la blessure et le début des exercices, la douleur, et certains déficits secondaires tels que l'ossification hétérotopique et la spasticité (Ballinger 2000, Silverfskiold&Waters 1991, Kirshblum 2007, Yarkony 1987).

Certains facteurs externes tels que le port d'un collet cervical, les restrictions post-chirurgie, le port d'orthèses aux membres supérieurs combinés aux éléments de faiblesse musculaire peuvent aussi conduire à des pertes d'AAs. Aussi, si la lésion médullaire se situe au niveau cervical, l'état de santé du patient, qui peut être très précaire, et la complexité du traitement des conséquences traumatiques peuvent limiter le temps consacré au maintien des AAs.

Le déséquilibre de forces entre les groupes de muscles agissant à une même articulation pourrait également amener un manque d'AA dans une direction donnée en raison du développement des contractures musculaires ou raccourcissement de certains muscles rarement étirés. Considérant que les muscles agissant à l'épaule reçoivent leur innervation de différents niveaux (racines C4 à C8-D1; Kendall, 1983), il est probable que les muscles

plus forts épargnés par la lésion médullaire se raccourcissent et limitent l'amplitude dans la direction de leur étirement.

Quelques études ont montré un lien entre les déficits d'AAs et la douleur (Ballinger, 2000; Silfverskiold & Waters, 1991; Waring & Maynard, 1991) ou les AAs et le niveau fonctionnel (Ballinger, 2000; Yap, 2003). Une étude réalisée il y a plus de 20 ans, a rapporté les changements d'AAs durant la réadaptation intensive et a comparé les données post-interventions aux valeurs de référence (Yarkony, 1985). Ensuite, peu de chercheurs ont poursuivi l'étude des AAs et leurs limitations.

Selon Silfverskiold et Waters (1991), une épaule fonctionnelle est garante d'un plus grand niveau d'indépendance et permet aux blessés médullaires de participer pleinement au programme de réadaptation. Des troubles de l'épaule même mineurs, peuvent empêcher d'atteindre le niveau d'indépendance souhaité dans les activités quotidiennes et peuvent restreindre l'habileté à transférer, se retourner au lit, manger, faire sa toilette et propulser le fauteuil roulant (Nyland, 2000). Ohry, en 1978, a été un des premiers à décrire le lien entre certaines conditions au membre supérieur, telles qu'une fracture non identifiée, une dislocation, une dystrophie réflexe, une déchirure musculaire et une augmentation de la durée de la réadaptation. Par ailleurs, Scott et Donovan (1981) ont souligné l'importance de l'abduction et de la rotation externe pour avoir un niveau fonctionnel maximal.

En raison du peu de connaissances, il nous a donc semblé important d'étudier les changements et les facteurs affectant les AAs aux membres supérieurs lors de la RFI chez les personnes ayant une lésion de la moelle épinière. Un deuxième intérêt de cette étude était de documenter les liens entre les AAs et la force ainsi que les déficits secondaires.

2.2. But et objectifs de l'étude

Le but général de l'étude est d'analyser les changements survenant aux différentes aptitudes physiques au cours de la RFI chez les personnes ayant eu une lésion médullaire traumatique.

2.2.1 Objectifs spécifiques

1. Caractériser les changements d'AAs des membres supérieurs à l'épaule, au coude et au poignet lors de la RFI (entre l'admission et le congé) chez tous les sujets de la base de données et établir les différences entre les groupes (tétraplégiques, paraplégiques, sévérité de l'atteinte ASIA¹).
2. Identifier les mouvements les plus atteints pour chacune des articulations du membre supérieur, pour chacun des groupes et selon la sévérité de la lésion. Comparer les AAs finales aux mesures normatives. Identifier les facteurs qui influencent les changements d'AA.
3. Examiner le rôle de la force musculaire par rapport aux changements d'AA.
4. Étudier l'impact des changements des AAs et de la présence des autres facteurs (force, douleur, déficiences secondaires) sur la fonction.

2.3. Hypothèses

L'hypothèse principale stipule qu'une partie des changements d'AAs pourrait s'expliquer à partir de variables telles que la sévérité de lésion, la douleur, la présence de certaines déficiences secondaires (ex. plaie) et l'influence entre les diverses aptitudes physiques (force-spasticité, force-amplitude, amplitude-spasticité).

¹ ASIA : American Spinal Injury Association Impairment Scale. Cette échelle de mesure est décrite au chapitre 2.

2.3.1 Hypothèses spécifiques liées à chacun des objectifs

1. Les changements d'AA seront moins importants chez les paraplégiques que chez les tétraplégiques car le membre supérieur conserve son innervation normale chez le premier groupe. Les participants avec une lésion de type ASIA A, B ou C risquent des pertes d'AAs plus importantes que les participants avec une lésion de type ASIA D car la perte d'innervation est plus grande. Il n'y aura pas de différence entre le côté droit et gauche.
2. Les mouvements de l'épaule seront plus sévèrement touchés que ceux aux autres articulations, dû à la complexité de l'articulation et parce que plusieurs niveaux d'innervation sont présents, favorisant certains mouvements au détriment des autres (déséquilibre musculaire). De plus, les conditions externes (ex. chirurgie, port d'un collet cervical, période d'immobilisation) peuvent influencer les AAs à l'épaule particulièrement en début de RFI.
3. Plus la force musculaire sera élevée à une articulation, plus l'amplitude de mouvement sera grande. Les autres déficiences associées à une lésion médullaire risquent d'influencer à la baisse les AAs, particulièrement la spasticité. L'absence ou la présence de douleur locale jouera un rôle primordial dans la conservation ou non des AAs complètes.
4. La fonction sera modulée par les pertes d'AAs et par la perte de force. Le nombre ou le type de déficiences secondaires devrait avoir un impact négatif sur la récupération de la fonction.

2.4. Pertinence de l'étude

Notre étude est la première à fournir une analyse détaillée du changement des AAs à chacun des mouvements du membre supérieur au cours de la RFI chez les personnes ayant une lésion médullaire. La base de données du Groupe de recherche clinique sur l'adaptation-réadaptation de la personne ayant une lésion médullaire a rendu possible une exploration approfondie de ces changements chez cette population au Québec. L'apport de

données objectives sur les AAs pré et post RFI mettra en lumière les effets de la réadaptation et fournira des données probantes pour l'ensemble des membres de l'équipe de réadaptation. Ces données supporteront ainsi les connaissances cliniques en plus d'optimiser la compréhension des facteurs pouvant influencer les résultats. De plus, cette étude devrait permettre de questionner, au besoin, les interventions cliniques reliées à la réadaptation des AAs et à l'optimisation de la récupération fonctionnelle des personnes ayant une lésion traumatique de la moelle épinière.

La documentation et l'analyse des AAs sont des étapes essentielles pour appuyer les efforts de prévention relatives aux contractures, aux déficiences secondaires et aux dégénérescences futures du membre supérieur telles que les épicondylites et les syndromes de tunnel carpien (Nyland, 2000; Gellman, 1988; Sie, 1992; Aljure, 1985; Namchausky, 1995).

3. Revue de littérature

Ce chapitre présente les notions théoriques sous jacentes à l'étude des changements dans les aptitudes physiques au cours de la RFI chez les personnes ayant une lésion médullaire traumatique. L'épidémiologie, les mécanismes lésionnels, les déficits neurologiques suite à un traumatisme de la moelle épinière, la récupération neurologique et la réadaptation fonctionnelle intensive seront abordés. Il sera aussi question de l'utilisation des bases de données en recherche, une façon de plus en plus répandue d'exploiter une plus grande quantité d'information à partir d'une même collecte de donnée, ou à partir d'une base de données à collecte continue.

3.1 Épidémiologie

L'épidémiologie est l'étude de la répartition et de la fréquence des lésions médullaires. Les données du Québec sont présentées et comparées avec celles que l'on retrouve aux États-Unis, particulièrement pour les causes des lésions médullaires.

3.1.1 Incidence, prévalence, étiologie des lésions médullaires

Au Québec, il y a environ 200 nouveaux blessés médullaires annuellement (Noreau *et coll.*, 2003). Il est reconnu que plus d'hommes (87 %) que de femmes (13 %) subissent des traumatismes à la moelle épinière. L'âge moyen des blessés médullaires est actuellement près de 39 ans. L'âge au moment de la blessure est en hausse constante depuis quelques années chez cette population (Noreau *et coll.*, 2004).

Les progrès dans la compréhension des lésions médullaires, de la médecine d'urgence et des soins spécialisés, de la réadaptation de même que ceux du développement des aides techniques ont tous contribué à augmenter l'espérance de vie des personnes ayant une lésion médullaire. Cette augmentation de l'espérance de vie augmente la prévalence des

blessures médullaires et a un impact sur la réintégration sociale des nouveaux blessés médullaires.

Les principales causes de lésion de la moelle épinière au Québec sont les véhicules moteurs (46.4 %), les chutes (36.8%), l'utilisation des objets contondants (10.8 %) et les armes à feu (2.4 %) (Noreau *et coll.*, 2004). En général, chez les blessés médullaires traumatiques, on retrouve 60 % de lésions complètes et 40% de lésions incomplètes.

3.1.2 Disparités régionales (Québec, Canada, USA)

Le nombre de traumatismes à la moelle épinière est plus élevé aux États-Unis qu'au Canada. D'ailleurs, ce pays a l'incidence la plus élevée au monde (Kirshblum, 2005) avec 11 000 nouveaux cas de lésions médullaires annuellement (Sipski, 2006).

Bien que causées principalement par les accidents de la route, les blessures médullaires liées à la violence sont plus élevées aux États-Unis qu'ailleurs et les blessures par balles, de même que celles causées par des objets contondants, y sont en augmentation constante à chaque année. Les autres causes (chutes, sports, plongeurs) sont aussi nombreuses que celles du Québec. En 2005, l'âge moyen au moment de la blessure était de 32 ans chez nos voisins du sud, donc légèrement inférieur à ce que l'on retrouve au Québec. La proportion d'homme et de femme est de 4 :1 (80.5% d'hommes) (Kirshblum, 2005) soit légèrement inférieure qu'au Québec où elle est de 7 :1.

L'étiologie des lésions médullaires est plus développée aux États-Unis, et elle permet de rapporter que les blessures à la colonne cervicale causent une blessure médullaire dans 40% des cas, et celles au niveau thoracique et à la jonction thoraco-lombaires dans 10% et 4% des cas, respectivement (DeLisa, 1993)

Le pourcentage de paraplégiques et de tétraplégiques aux États-Unis est de 45% et 55% (DeLisa, 1993). Au Québec, le pourcentage de tétraplégiques est de 48% et 52% de paraplégiques (Noreau, 2003).

3.2. Mécanisme lésionnel

Une lésion médullaire se caractérise par une atteinte à la moelle épinière. Elle peut être d'origine traumatique ou non traumatique. Les lésions non traumatiques ne feront pas partie des descriptions qui suivent, ni des analyses de l'étude puisque la base de données ne comporte que des personnes avec une lésion traumatique.

Les principaux mécanismes de lésion médullaire sont les fractures (compression, éclatement, fractures-dislocations), les objets contondants ou les projectiles d'armes à feu pénétrant dans la moelle épinière. Les traumatismes (fractures, fractures-dislocations) dus aux accidents impliquant un véhicule moteur causent la plus grande incidence de lésion complète, avec 86 % (Waters, 1995). La blessure traumatique de la moelle épinière résultant de ces mécanismes de lésion peut-être plus ou moins étendue, et résulte en une lésion soit complète, soit incomplète des fibres nerveuses qui composent la moelle épinière.

3.3 Déficit neurologique à la suite d'une lésion médullaire : déficience primaire

Le déficit neurologique est la conséquence qu'une lésion de la moelle épinière entraîne sur la transmission nerveuse motrice, sensitive et autonome affectant ainsi les organes internes (la fonction neurovégétative) et la fonction motrice. Les conséquences sont variables et dépendent du niveau de la lésion et de la sévérité de la lésion. Les soins médicaux spécialisés et une certaine récupération neurologique spontanée atténuent les conséquences de la lésion mais la réadaptation demeure l'élément majeur du développement des capacités chez les blessés médullaires traumatiques.

L'évaluation et la classification de ces déficits neurologiques sont incluses dans cette section, car elles précisent l'atteinte neurologique primaire suite au traumatisme de la moelle épinière. Cette évaluation se fait principalement dans le cadre de la RFI.

3.3.1. Niveau et sévérité de la lésion

Le niveau de lésion est nommé traditionnellement selon le niveau anatomique correspondant à la vertèbre traumatisée. Par exemple, une blessure à la 12^{ème} vertèbre thoracique est nommée «Lésion T12». Le niveau de lésion de la colonne vertébrale est un indicateur de la manifestation extérieure qui découle de la lésion médullaire. Ainsi, une lésion au-dessus de T1 se manifeste extérieurement par une tétraplégie. Et une lésion sous ce niveau (T1), s'exprime par une paraplégie.

La tétraplégie se caractérise par l'atteinte neurologique et physique des quatre membres. D'un point de vue anatomique, la lésion médullaire au-dessus de T1 atteint les racines nerveuses cervicales, affectant ainsi la fonction des membres supérieurs à divers degrés, dépendant du niveau et de la sévérité de la lésion médullaire. La tétraplégie n'inclue pas l'atteinte mécanique du plexus brachial ou des nerfs périphériques.

Il y a aussi une perte de fonction des organes internes au niveau pelvien (vessie, rectum, organes reproducteurs) et une interruption du contrôle volontaire des membres inférieurs (Ditunno, 1992). La respiration et d'autres fonctions du corps peuvent devenir déficientes, facilitant le développement de conditions associées comme par exemple les pneumonies ou toute autre infection respiratoire ou viscérale. De plus, les fonctions sensitives et autonomiques sous le niveau de lésion sont altérées (Apple D. Jr, 1992).

La paraplégie se caractérise par l'atteinte neurologique et physique des deux membres inférieurs. Les lésions de la moelle situées au-dessous de la première vertèbre thoracique (T1) altèrent la réponse de certains muscles du tronc, des membres inférieurs et de la région sacrée (Ditunno, 1992). Le degré d'atteinte des fonctions motrice, sensitive et autonome dépend du niveau et de la sévérité de la lésion de la moelle épinière. Les membres supérieurs demeurent sans atteinte nerveuse et il y a beaucoup moins d'atteintes des organes internes pour les paraplégies que pour les tétraplégies (Apple D. Jr, 1992).

Le niveau de la lésion influence le degré de fonction maintenu. Ainsi, plus la lésion est haute (par exemple une lésion au niveau C4 par rapport à C6 ou T10 par rapport à L2), plus la fonction sera altérée car une plus grande quantité de fibres nerveuses se retrouvent sous le niveau de lésion.

La sévérité de la lésion médullaire est déterminée par le caractère complet ou incomplet de la lésion. Une lésion complète signifie qu'il n'y a plus d'innervation motrice, ni sensitive en dessous du niveau de la lésion causant ainsi la perte de fonction motrice, sensitive et autonome sous ce niveau. Une lésion incomplète signifie une perte complète ou partielle de la fonction motrice sous le niveau de lésion et une perte complète ou partielle de la fonction sensitive sous ce niveau.

Une définition plus claire du caractère complet ou incomplet d'une lésion médullaire est apparue dans les années quatre-vingt-dix, avec le travail de l'American Spinal Injury Association (ASIA). Selon le protocole de l'ASIA, la sévérité de la lésion est évaluée spécifiquement à partir de la réponse des sphincters externes de l'anus à la palpation lors de l'évaluation. Ces niveaux sont les plus caudaux de la moelle épinière, soit S4 et S5.

Les symptômes cliniques peuvent varier considérablement, surtout pour les lésions incomplètes, dépendant de la façon dont la moelle a été lésée. Par exemple, si la coupure est franche ou non, si la lésion est due à une contusion antérieure, latérale ou postérieure ou encore s'il y a des fragments invasifs ou non (Waters, 1995).

3.3.2. Évaluation du déficit neurologique

Depuis les années '90 un groupe de recherche sur les blessures médullaires, l'American Spinal Injury Association (ASIA) a développé une évaluation pour classer uniformément et plus précisément ce type de blessures. Appelée depuis 1992, «The International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury (ISCSFI) », cet outil d'évaluation a été soutenu par «The International Medical Society of Paraplegia » en 1994 (Harris, 1994). Le protocole d'évaluation de l'ASIA a permis d'uniformiser les définitions

et clarifier les échanges sur les lésions médullaires entre les professionnels de la santé au plan international (Annexe I).

L'évaluation permet de préciser le niveau et la sévérité des lésions médullaires afin de classer la lésion suivant les lettres A, B, C et D. L'évaluation ASIA comprend une échelle motrice (Motor Score), une échelle sensitive (Sensory Score) et la réponse motrice ou sensitive du segment sacré S4-S5 afin d'identifier les lésions complètes ou incomplètes. L'évaluation s'effectue un mois post-trauma, alors que la condition du blessé médullaire est stabilisée et que la prédiction de la récupération fonctionnelle est possible (Brown, 1991; Waters, 1995; Ditunno, 1999; Mange, 1990).

3.3.2.1 Niveau neurologique de la lésion

L'ASIA a défini le niveau de lésion comme étant le segment le plus caudal qui demeure intact aux fonctions sensibles et motrices, des deux côtés du corps (Maynard, 1997; Ditunno, 1994), par opposition au niveau anatomique qui est nommée selon le niveau de la fracture vertébrale la plus endommagée. Le niveau moteur est défini par le muscle clé le plus caudal qui a une cote de 3/5, pourvu que les muscles clés des segments supérieurs à ce niveau soient normaux (grade 4/5 ou 5/5) (Maynard, 1997; Ditunno, 1994). Le niveau sensitif est défini par le premier niveau où la sensation au toucher léger ou à la piqure est altérée, pourvu que le niveau supérieur soit normal, bilatéralement (Maynard, 1997; Ditunno, 1994)

3.3.2.2 Échelle motrice : ASIA moteur

L'échelle motrice est basée sur l'évaluation de muscles clés. Elle consiste à prendre la mesure de la force issue de 10 myotomes, de chaque côté du corps. Les muscles-clés évalués sont répertoriés au tableau I.

Tableau I. Échelle motrice ASIA : description des muscles clés et correspondance avec la racine nerveuse.

Racine	Muscle correspondant
C5	Fléchisseurs du coude
C6	Extenseurs du poignet
C7	Extenseurs du coude
C8	Fléchisseurs des doigts (phalange distale du majeur)
D1	Abducteurs des doigts (5 ^e doigt)
L 2	Fléchisseurs de la hanche
L3	Extenseurs du genou
L4	Dorsifléchisseurs de la cheville
L5	Extenseurs du gros orteil
S1	Fléchisseurs plantaires de la cheville

Les cotations vont de 0/5 à 5/5, suivant les notations standards du bilan musculaire manuel (BMM) utilisé en clinique. La somme bilatérale des cotes obtenues déterminent l'index ASIA moteur. Il y a un indice moteur pour le membre supérieur et un pour le membre inférieur. Le résultat maximal est de 100 points (50 à droite, 50 à gauche) (voir Annexe I).

3.3.2.3 Échelle sensitive : ASIA sensitif

L'échelle sensitive est basée sur l'évaluation de points sensitifs clés. Le toucher léger et la piqure sont notés selon l'absence (0), l'altération (1) ou la présence (2) de la sensation. Cinquante-six (56) dermatomes, 28 de chaque côté du corps, sont évalués pour un maximum de 112 points (Annexe I).

3.3.2.4 Sévérité de la lésion : lésion complète et incomplète

Le segment sacré et la zone de préservation partielle (ZPP) sont les deux éléments d'évaluation qui déterminent le degré de sévérité de la lésion.

3.3.2.4.1 Segment sacré

Le segment sacré de la moelle épinière est évalué selon qu'il présente ou non une réponse au toucher digital du sphincter anal externe. L'absence de réponses motrice et sensitive indique une lésion complète. Inversement, c'est-à-dire s'il reste une réponse sensitive d'un côté ou l'autre ou si la contraction volontaire est présente, complète ou partielle, la lésion est incomplète. L'interprétation du résultat de l'évaluation du segment sacré a été améliorée en 2000, dans le but de favoriser une meilleure compréhension et une meilleure fidélité (ASIA, 2000).

3.3.2.4.2 Zone de préservation partielle

Cette zone correspond à la région la plus caudale où un dermatome ou myotome est actif. Cette évaluation ne s'applique qu'aux lésions complètes.

3.3.2.5 Classification ASIA

Ces éléments d'évaluation (le niveau neurologique, le niveau sensoriel, le niveau moteur, le score sensitif, le score moteur, et la zone de préservation partielle), sont rapportés sur un formulaire standardisé permettant la classification ASIA finale (voir Annexe I). La lésion médullaire est donc nommée selon l'échelle de déficiences ASIA (Tableau II, p.37).

Tableau II. Échelle de déficiences ASIA (ASIA Impairment Scale)

Classification	Sévérité de la lésion	Description
A	Complète	Aucune fonction motrice ou sensitive n'est préservée dans les segments sacrés S4-S5
B	Incomplète	La sensibilité et non la fonction motrice est préservée sous le niveau neurologique et inclus les segments sacrés S4-S5
C	Incomplète	La fonction motrice est préservée sous le niveau neurologique, et plus de la moitié des muscles clés sous le niveau neurologique ont un grade musculaire moins que 3
D	Incomplète	La fonction motrice est préservée sous le niveau neurologique, et au moins la moitié de muscles clés sous le niveau neurologique ont un grade musculaire de 3 ou plus
E	Normal	

3.3.3 Récupération suite à une lésion médullaire

La pression des organismes payeurs états-uniens (entre autre les assureurs) ont amené les chercheurs à s'intéresser à la compréhension des facteurs de prédiction, des buts et des coûts reliés à la compréhension du processus de retour aux activités fonctionnelles maximales possibles d'un individu et de ses capacités potentielles ainsi qu'au processus de récupération neurologique. Mange (1990) et Ditunno (1999) soulèvent l'importance, pour les cliniciens, de pouvoir prédire le temps de récupération pour retrouver une force fonctionnelle ainsi que de prédire le niveau fonctionnel optimal que l'individu pourra atteindre. Pouvoir mieux aider et mieux diriger les blessés médullaires ainsi que leurs

familles vers les ressources appropriées le plus rapidement possible, a aussi contribué à la recherche de ces facteurs de prédiction (Ditunno, 1999).

3.3.3.1 Récupération neurologique

Durant les 24 premières heures post-accident, une évolution spontanée se produit (Waters, 1993), et une certaine récupération neurologique est observée dès les premiers jours suivant une lésion médullaire. La résorption de l'œdème et des prostaglandines permet un retour de la conduction nerveuse dans les quelques jours suivant le traumatisme, favorisant le retour neurologique au niveau de la blessure (Mange, 1990). La récupération neurologique peut se poursuivre jusqu'à 6 mois post-trauma, avec une progression plus lente par la suite jusqu'à environ 9 mois où on note le début d'un plateau (Waters, 1993, 1994). Cependant, la récupération neurologique peut se poursuivre au-delà de cette période, jusqu'à deux ans post-lésion selon certains auteurs (Ditunno, 1992; Mange, 1990).

D'un point de vue pathophysiologique, c'est la remyélinisation tant au niveau de la corde centrale que de la racine nerveuse qui permet le retour de la conduction nerveuse. Ces processus se produisent entre trois semaines et quelques mois pour la moelle épinière et la racine nerveuse, et entre trois et huit semaines pour le nerf périphérique. Le temps de récupération d'une lésion médullaire est directement lié à la sévérité de la lésion (Mange, 1990). Si la lésion n'est pas trop sévère, les mécanismes de récupération peuvent être une combinaison de résorption d'œdème et de remyélinisation alors que si la lésion est plus sévère, il y a aussi un processus de régénération axiale en cause (Mange, 1990).

Dix pourcent des lésions complètes parmi les tétraplégies deviendront une lésion incomplète après un mois. Parmi les paraplégiques, seulement 4 % évolueront vers une lésion incomplète, mais le retour moteur est habituellement faible. Une étude de Ditunno, en 1992, a démontré que 70 à 80 pourcent de 150 tétraplégiques traumatiques avec une lésion complète et ayant une force de 1 à 2 au BMM ont récupéré un niveau neurologique entre trois et six mois et, de ceux ayant une force musculaire de zéro sur cinq, seulement 30 à 40 pourcent ont retrouvé de la force musculaire dans le niveau suivant. Une autre étude

(Ditunno, 1987) a démontré que des tétraplégiques ayant une cotation entre deux et cinq à la zone de lésion, avaient 80 pourcent de chance de retrouver une force musculaire fonctionnelle au niveau neurologique suivant. De plus, Ditunno (1999) a démontré qu'il est possible de prédire la récupération fonctionnelle à une semaine post-lésion, par une évaluation neurologique assidue.

3.3.3.2 Récupération motrice et fonctionnelle

La fonction motrice et la force musculaire sont les éléments les plus apparents de la réadaptation d'un blessé médullaire. La sévérité de la lésion est le meilleur facteur de prédiction de la fonction motrice (Waters, 1995; Dubendorf, 1999) alors que le niveau initial de force des muscles clés est un facteur de prédiction de la récupération de la force musculaire. Par exemple, chez les tétraplégiques moteurs complets (ASIA A et B), 97% des muscles du membre supérieur qui ont une force initiale de 1/5 retrouveront une force d'au moins 3/5 à un an, alors que les muscles à 0/5 regagneront une force 3/5 dans 27% des cas (Waters, 1993). De ceux ayant une force de 2/5 au biceps à l'admission, 100% auront un gain atteignant 3/5 au congé alors que pour une force de 1/5 initialement, 8 % seulement regagneront 3/5 (Ditunno, 1987).

Pour les tétraplégies incomplètes, il y a une plus grande récupération de force fonctionnelle (score $\geq 3/5$). Par exemple, à un an, tous les muscles du membre supérieur ayant au départ 1/5 ou 2/5 présenteront une force fonctionnelle. Selon Waters, 87 % des individus qui avaient un score moteur ASIA ≥ 10 à un mois, étaient ambulants à un an, avec l'aide d'orthèses ou de béquilles (Waters, 1994). Quarante-six pourcent des tétraplégiques incomplets retrouvent un statut ambulatorio à un an. Ce pourcentage est moins grand que chez les paraplégiques incomplets qui ont la même équivalence de fonction aux membres inférieurs. Les membres supérieurs n'offrent pas la même aide chez les tétraplégiques que chez les paraplégiques qui ont une pleine utilisation des membres supérieurs pour compenser la faiblesse des membres inférieurs en utilisant des béquilles, par exemple (Sie et Waters, 2003).

Chez les paraplégiques complets, le retour moteur est fonction du niveau de lésion mais les lésions neurologiques au dessus de T9 ne retrouvent pas de fonction motrice aux membres inférieurs à un an. Seulement 5% des paraplégiques complets retrouveront un statut ambulatoire, à un an. Schonherr *et coll* (1999) ont trouvé que même les paraplégiques complets, qui ont une lésion lombaire, ne retrouvaient pas une fonction telle qu'attendue selon la littérature. Plusieurs de leurs sujets n'ont pas atteint une indépendance totale au congé de la RFI (Schonherr, 1999). La diversité des résultats illustre la difficulté d'établir clairement le degré de récupération motrice et fonctionnelle pour les paraplégiques complets.

Avec les paraplégiques incomplets, le retour moteur et fonctionnel ne dépendent pas du niveau de lésion mais de la sévérité de la lésion.. Le retour de la force fonctionnelle sera beaucoup plus important que pour les paraplégiques complets. Soixante-seize pourcent (76%) seront ambulants à un an post-lésion (Sie et Waters, 2003).

Selon une étude de Mange *et coll.* (1990), réalisée chez un groupe de 39 paraplégiques complets, il a été montré que même les muscles de la zone de préservation partielle gagnent en force entre le moment de l'accident et six mois post-trauma. La force initiale est un facteur de prédiction du temps de récupération. Un muscle avec 1 ou 1+/5 retrouve une force fonctionnelle plus lentement qu'un muscle avec 2 ou 2+/5. Quatre-vingt dix pourcent des muscles récupèrent une force fonctionnelle (>3/5).

Une étude de Brown *et coll.* démontre que l'évaluation à 72 heures est supérieure à l'évaluation à l'admission (24 heures) pour établir un pronostic de récupération motrice (Brown, 1991; Kirshblum, 2005). L'examen à 30 jours permet de prédire la récupération motrice à un an (Waters, 1992, 1993, 1994). L'examen à 30 jours est suggéré par Waters *et coll.* (1992, 1993, 1994) parce que l'état des blessés médullaires est plus stable, la douleur est souvent contrôlée, les contraintes d'évaluation dues aux médicaments, à l'appareillage ou aux chirurgies sont moindres ou absentes à cette période.

3.4. Réadaptation fonctionnelle intensive (RFI)

Le développement de centres spécialisés en réadaptation a permis de rassembler l'expertise de plusieurs champs professionnels et de mieux répondre aux besoins des blessés médullaires en phase aiguë et de réadaptation. La formation d'équipes pluridisciplinaires incluant les médecins, les infirmières, les physiothérapeutes, les ergothérapeutes, les orthophonistes, les travailleurs sociaux, les psychologues, et d'autres professionnels le cas échéant, a permis l'évolution des interventions individualisées vers des interventions ayant des objectifs communs afin de favoriser la récupération optimale de la fonction (Sipski, 2006; Yarkony, 1994). Une responsabilité commune et partagée par l'équipe, favorise une meilleure récupération fonctionnelle, diminue le risque de complications et offre un meilleur soutien global à l'individu et sa famille (Bedbrook, 1979).

La réadaptation fonctionnelle intensive s'échelonne sur une période allant de quelques semaines à quelques mois, dépendant du type de blessure, du niveau de lésion, des complications secondaires et s'il y a eu chirurgie ou non (Sipski, 2006).

Le rôle principal de la physiothérapie est le développement des habiletés motrices, incluant l'usage d'aides techniques. Les habiletés préalables telles que l'équilibre, la position assise, ainsi que se tourner au lit sont pratiquées dès le début de la RFI. Les tâches plus complexes et les activités fonctionnelles telles que les déplacements en fauteuil roulant, les transferts et la marche, le cas échéant, sont ensuite développées. Le développement de l'endurance fait aussi partie du programme de RFI (Yarkony, 1994). La récupération optimale de la fonction inclut l'optimisation des aptitudes physiques telles que le gain d'AA et de force musculaire.

3.4.1 Aptitudes physiques

Les aptitudes physiques font références aux différentes mesures utilisées en clinique. Les aptitudes physiques ciblées dans cette étude incluent les AAs, la force musculaire, la fonction incluant les transferts et déplacements mesurées par l'autonomie fonctionnelle.

3.4.1.1 Amplitude articulaire

L'AA est la totalité de l'arc de mouvement qui se produit à une articulation (Norkin & White, 1995). Les AAs sont utilisées pour établir un plan de traitement, s'assurer de l'efficacité d'un traitement, vérifier la progression d'un traitement et déterminer le déficit d'AA. La goniométrie est la mesure de l'arc de mouvement d'une articulation (Norkin & White, 2003). Les AAs peuvent être mesurées avec un goniomètre universel, un instrument à deux branches jointes, formant ainsi un axe, et muni d'un compas de 180° ou 360° (Clarkson, 2000). Il sert à mesurer les angles entre la position d'un segment osseux et le corps, par exemple entre l'humérus et le tronc, ou l'angle entre deux segments osseux, par exemple l'angle entre l'avant bras et la main (Norkin & White, 1995). D'autres instruments de mesures tels que le goniomètre électronique, l'inclinomètre et le goniomètre OB peuvent être utilisés pour mesurer les AAs. L'instrument le plus répandu en clinique est le goniomètre en raison de sa facilité d'utilisation, du peu de temps de manipulation qu'il requiert (installation, temps pour mesurer) et des faibles coûts engendrés. De plus, le goniomètre universel a de bonnes propriétés métrologiques.

Les propriétés métrologiques réfèrent aux principales qualités d'une mesure, soit la validité et la fidélité. La validité de la mesure est le fait qu'un instrument mesure bien ce qu'il est supposé mesurer (Pandya, 1985). La validité du goniomètre a été mesurée dans les années soixante-dix et confirmée dans les années quatre-vingt par une revue de littérature de Richard Gajdosik en 1987. La comparaison avec les photographies ou des radiographies ont confirmé la validité du goniomètre. La fidélité de la mesure est la reproduction des mêmes résultats, de façon répétée, dans les mêmes conditions d'application (Gajdosik, 1987). La fidélité intra-évaluateur est la reproduction de la mesure par le même évaluateur et la

fidélité inter-évaluateur est la reproduction de la mesure par des évaluateurs différents. La fidélité intra-évaluateur est meilleure que la fidélité inter-évaluateur pour une population saine (Gajdosik 1987). Boone et Azen (1978) rapportent une fiabilité inter évaluateur à $r=.86$ pour le membre supérieur et à $r = .58$ pour le membre inférieur. Smith et Walker (1983) rapportent une fidélité intra-évaluateur à $r = .90$ et une fidélité inter-évaluateur à $r = .70$ pour le genou et le coude chez les personnes âgées et en bonne santé. Les meilleurs résultats de fidélité de l'instrument ont été obtenus avec de courts intervalles (quelques heures) entre les mesures, en comparaison aux longs intervalles (quelques jours ou semaines) (Gajdosik, 1987). La fidélité dépend de l'articulation et du mouvement mesurés. La fidélité de la mesure goniométrique est spécifique pour un mouvement et pour l'articulation mesurée. Malgré le fait que les articulations diffèrent par leur grosseur, la quantité de muscles qui les traverses et différents degrés de liberté, la mesure goniométrique est fidèle pourvu que la procédure soit contrôlée (Gajdosik, 1987). De même, les évidences scientifiques sont suffisamment nombreuses pour affirmer que les amplitudes actives montrent une meilleure fidélité que les amplitudes passives, dû entre autre à l'étirement passif des structures en fin d'amplitudes, qui dépendent de la force externe appliquée et de la complexité du mouvement passif mesuré (Amis, 1982; Pandya, 1985).

Le goniomètre permet de mesurer des amplitudes actives ou passives. Les amplitudes actives sont celles qui sont produites par le mouvement volontaire (Clarkson, 2000). Les amplitudes passives sont produites par l'évaluateur ou une autre force externe qui déplace le segment corporel évalué dans toute l'AA (Clarkson, 2000). Les amplitudes passives sont habituellement un peu plus grandes que les amplitudes actives et permettent de mesurer la totalité du mouvement disponible pour une articulation.

Pour mesurer correctement les amplitudes passives, les sensations de fin de mouvement sont très importantes. La sensation de fin de mouvement est la sensation transmise aux mains de l'évaluateur à la toute fin de l'amplitude de mouvement, et donne une indication de la ou des structures qui limitent le mouvement. Les sensations de fin de mouvement pathologiques sont ressenties lorsque l'AA passive est diminuée ou augmentée ou encore

lorsque l'AA est normale mais limitée par une structure autre que la structure anatomique normale.

La mesure des AAs fait partie d'une évaluation complète en physiothérapie pour les membres supérieurs et inférieurs (Norkin & White, 2003). La goniométrie est utilisée en clinique lors de l'évaluation initiale et lors d'évaluations ultérieures. Les résultats sont comparés à ceux de l'évaluation précédente pour quantifier les changements articulaires, en degrés.

Le système de mesures le plus utilisé à travers le monde est la notation 0-180 degrés à partir de la position anatomique (Norkin & White, 1995). Pour que le changement soit considéré comme un changement significatif au point de vue clinique, la différence entre les deux mesures doit être supérieure ou égale à 5 degrés pour les membres supérieurs et au-dessus ou égale à 6 degrés pour les membres inférieurs (Boone & Azen, 1978).

Le changement clinique peut être catégorisé par le gain, la stabilité ou la perte d'AA. Pour apprécier les déficits, les mesures obtenues peuvent être comparées avec le membre sain ou avec des mesures normatives. Les atteintes étant bilatérales pour une lésion médullaire, la comparaison avec le côté opposé est insuffisante. La comparaison avec des mesures normatives devient avantageuse pour juger du caractère complet ou incomplet des mouvements à chacune des articulations.

Plusieurs auteurs ont mesuré les AAs chez des sujets sains, afin d'établir des normes d'AA pour chacun des mouvements, à chacune des articulations. L'American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS) a été la première à fournir des mesures d'amplitudes pour la totalité du membre supérieur en 1965. Le manque d'informations sur la méthodologie et sur la population étudiée a mené plusieurs chercheurs dont Solveborn (1996) ou Boone & Azen (1978) à choisir de nouvelles mesures normatives, par exemple en comparant avec des sujets sains.

La littérature est très diversifiée sur ce sujet et il n'y a pas de consensus sur les AAs des différentes études car elles dépendent des groupes étudiés, de la méthodologie et de la mesure utilisée. La mesure d'une seule articulation ou d'un seul mouvement est une méthodologie retrouvée assez fréquemment. Certains auteurs ont utilisé d'autres façons d'évaluer que le goniomètre universel. Par exemple, Green & Wolfe en 1989 (Norkin & White, 1995) avaient utilisé un inclinomètre.

Les seuls auteurs qui ont émis des normes d'AAs (évaluées au goniomètre) pour toutes les articulations du membre supérieur sont Boone & Azen en 1978 et l'American Medical Association (AMA) en 1988. Boone & Azen (1978) ont rapporté des AAs actives chez une population normale masculine. Les auteurs Norkin & White (1995), ont fait une synthèse pour différents groupes comme les enfants et les hommes adultes pour des AAs actives. Aucune mesure passive n'est répertoriée dans cet ouvrage. Magee (2002), dans une version clinique d'évaluation donne une plage d'AAs normales par mouvement mais ne donne pas l'écart type relié à ses données. De plus, il ne cite pas les références utilisées pour établir ces plages. Le tableau III (p.46) résume les différentes données disponibles.

Tableau III. Comparaison des mesures d'AAs de l'épaule, par mouvement, selon les différents auteurs

	AMA ^a 1988	AAOS ^b 1965	Boone & Azen, 1978 AAA ^c (ET ^d) N=109 Hommes	Greene & Wolf, 1989 AAA ^c (ET ^d) N=20 inclinomètre	Magee 1988
ÉPAULE					
Flexion	150	180	166.7 (4.7)	155.8 (1.4)	160-180
Abduction	180	180	184.0 (7.0)	167.6 (1.8)	170-180
Rotation médiale	90	70	68.8 (4.6)	48.7 (2.8)	60-100
Rotation latérale	90	90	103.7 (8.5)	83.6 (3.0)	80-90
COUDE					
Flexion	140	150	142.9 (5.6)	145.3 (1.2)	140-150
Extension	0	0	0.6 (3.1)	-	0-10
POIGNET					
Flexion	60	80	76.4 (6.3)	73.3 (2.1)	80-90
Extension	60	70	74.9 (6.4)	64.9 (2.2)	70-90

^a American Medical Association

^b American Academy of Orthopaedic Surgeons

^c Amplitudes articulaires actives

^d Ecart type

Le manque de consensus relié à des normes d'amplitudes articulaires ne permet pas la comparaison et l'analyse claire d'une perte d'amplitude articulaire significative, ni sur le plan anatomique, ni sur le plan fonctionnel. Selon Gajdosik (1987), les diverses conditions retrouvées en clinique devraient posséder chacune leurs propres références normatives pour les AAs afin d'avoir des comparaisons cliniquement significatives (clientèle différente = amplitudes différentes). Aucune valeur normative n'est disponible pour les personnes ayant

une lésion médullaire. En plus des mesures normatives des mouvements complets, il existe d'autres mesures permettant de comparer et de juger l'importance du déficit de mouvement. Les AAs nécessaires à diverses activités fonctionnelles font parti de ces mesures de référence. Par exemple, pour se brosser les cheveux, l'amplitude nécessaire à cette activité est de 112 degrés d'abduction et 54 degrés d'adduction horizontale à l'épaule (Norkin & White, 1985). Le choix des mesures de comparaison utilisées pour cette étude est expliqué au chapitre 4.

3.4.1.2 Force musculaire

La force musculaire est la quantité de tension maximale qu'un muscle ou un groupe de muscle peut produire volontairement, dans un effort maximal, pour une vitesse de contraction et un angle donné. L'utilisation du terme force musculaire en clinique représente en réalité le moment de force ('torque') (Clarkson, 2000).

L'évaluation de la force musculaire est utilisée pour établir un diagnostic, établir un plan de traitement, détecter l'amélioration ou la détérioration de la condition ou du statut neurologique, vérifier la progression et l'efficacité de la réadaptation et déterminer le déficit de force musculaire pour atteindre un certain niveau de fonction (Clarkson, 2000; Herbison, 1996).

Diverses méthodes sont utilisées pour mesurer la force musculaire. La méthode la plus répandue en clinique est le bilan musculaire manuel (BMM) (Daniels & Worthingham, 1986; Kendall, 1983; Agre, 1987). Elle permet d'établir les cotes de la force pour un groupe de muscles (ex. flexion de l'épaule), un muscle individuel (ex. biceps) et même parfois pour certaines parties d'un muscle (ex. deltoïde antérieur, postérieur ou moyen). Elle est utilisée en clinique depuis presque un siècle et elle a l'avantage de n'exiger aucun instrument particulier.

La cotation de force musculaire se fait sur une échelle ordinale de cinq niveaux (tableau IV, p.48) ou de dix niveaux (BMM modifié) (Noreau, 1998), dans lequel des cotes intermédiaires de 1.5, 2.5, 3.5 et 4.5 ont été ajoutées.

Tableau IV. Cotation de force musculaire selon le BMM conventionnel utilisé par l'ASIA Impairment Scale (AIS)

Cotation	Description
0	Paralysie totale
1	Contraction palpable ou visible
2	Mouvement actif, gravité éliminée
3	Mouvement actif, contre gravité
4	Mouvement actif, contre une certaine résistance
5	Mouvement actif, contre une pleine résistance
NT	Non testable

L'ASIA recommande l'évaluation de la force musculaire par le BMM. Elle est utilisée par les médecins et les cliniciens pour établir le score de l'ASIA moteur et déterminer le segment le plus caudal ayant une fonction normale (voir p.36).

En dépit du fait que la mesure BMM n'a pas la sensibilité des mesures objectives telles que celles obtenues par le dynamomètre manuel portable ou par la dynamométrie isocinétique (Herbison, 1996; Schwartz, 1992; Noreau, 1998), elle a une validité et une fidélité suffisamment bonne pour l'utiliser dans un environnement clinique (Bohannon, 1986). Les corrélations entre le BMM et les mesures dynamométriques sont significatives et les mesures des deux tests suggèrent que les deux procédures évaluent bien la force (Bohannon, 1986; Wadsworth, 1987; Clarkson, 2000). La fidélité intra évaluateur se situe entre .82-.99 aux ICC (Kim, 2004) alors que la fidélité inter évaluateur a été établie à .94 (Herbison, 1996).

Le dynamomètre manuel portable est un instrument de mesure objectif de la force musculaire, facilement utilisable en clinique (Agre, 1987; Hyde, 1983; Bohannon, 1997; Noreau, 1998; Drolet, 1999). La sensibilité du dynamomètre portable manuel est plus grande que celle du BMM. Des changements rapportés par le dynamomètre portable peuvent ne pas être détectés par le BMM (Herbison, 1996). Plusieurs études ont démontré la validité et la fidélité du dynamomètre manuel portable. Agre *et coll.* (1987) ont trouvé

des coefficients de corrélations intra-évaluateurs entre $r = .88$ et $.97$ pour le membre supérieur. Les coefficients sont plus bas pour le membre inférieur, allant de $r = .44$ à $.96$ selon le groupe de muscles, par exemple $r = .44$ pour la flexion dorsale de la cheville et $r = .96$ pour l'abduction de la hanche. Les coefficients de corrélation inter évaluateurs pour le membre supérieur vont de $.89$ à $.94$.

La fidélité du dynamomètre manuel portable, est assujettie au respect des critères d'appui du dynamomètre, de l'application de la force à 90 degrés par rapport au dynamomètre et à de bonnes stabilisations. Surburg en 1992 a trouvé des coefficients de corrélations intraclass (ICC), pour mesurer la fidélité intra-évaluateurs, entre $.90$ et $.99$ pour la flexion du coude et entre $.83$ et $.99$ pour l'extension du genou, en présence d'adultes avec un retard mental, reconnus pour avoir certaines difficultés à suivre d'une façon constante des consignes même courtes et précises. Ces valeurs démontrent des mesures intra évaluateurs homogènes. Les coefficients inter évaluateurs ont donné des résultats supérieurs à $.89$. Les valeurs intra évaluateurs s'apparentent à celles retrouvée dans la littérature, soit des ICC entre $.83$ et $.98$ (Drolet, 1999). Bohannon (1987) a mesuré des coefficients intraclass de $.96$ pour la fidélité test-retest et ainsi prouver la stabilité de la répétition des mesures.

L'évaluation de la force musculaire fait partie de l'évaluation initiale des blessés médullaires en RFI (Herbison, 1996; Schwartz, 1992). La force musculaire a un impact important sur la capacité fonctionnelle d'une personne ayant une lésion médullaire (Drolet, 1999). Le renforcement musculaire dans le but de retrouver un niveau de FM antigravitaire ou 3/5, est un facteur essentiel de la réadaptation.

3.4.2 Autonomie fonctionnelle

L'autonomie fonctionnelle est relative au niveau de fonction qu'une personne peut accomplir. Elle peut être mesurée de diverses façons. La mesure de l'indépendance fonctionnelle (MIF) est une mesure pour établir le degré d'incapacités expérimenté par le patient et pour mesurer le progrès fait durant la réadaptation (Granger, 1993). La MIF est un outil d'évaluation d'abord développé pour mesurer les incapacités dans une population

générale (Führer, 1987). Elle a été étendue et recommandée pour plusieurs clientèles par la suite (Karamehmetoglu, 1997). L'ASIA recommandait son utilisation pour évaluer la fonction des blessés médullaires avant 2002. Il s'agit d'une échelle très utilisée avec une clientèle présentant des lésions médullaires (Maynard, 1997; Ditunno, 1994).

Développée en 1984, la MIF contient une série de 13 items moteurs et 5 items cognitifs. Elle peut-être utilisée en totalité, ou partiellement (par exemple, seulement la portion motrice de 13 items). L'échelle de cotation des items s'étend de 1 à 7. Les cotations 1 et 2 démontrent une dépendance aux autres pour accomplir la tâche, les niveaux 3, 4 et 5 requièrent une assistance variable et les niveaux 6 et 7 représentent une fonction indépendante (Granger, 1993) (voir Annexe II).

La MIF a une validité et une fidélité acceptable pour plusieurs conditions de santé, dont les lésions médullaires, et peut être utilisée par plusieurs professionnels de la santé (Kidd, 1995; Bunch, 1994; Ottenbacher, 1996; Ballinger, 2000; ASIA, 1992; Kirshblum, 2002).

La validité de la mesure de l'indépendance fonctionnelle a été reconnue comme supérieure à celle de l'index de Barthell (Kidd, 1994). Dodds et al (1994) ont mesuré un alpha de Cronbach à .93 pour la validité de la MIF avec des clientèles variées. La mesure de l'indépendance permet aussi de distinguer les différents types d'incapacités, tels que les accidents vasculaires cérébraux, les lombalgies ou les lésions médullaires (Dodds, 1993). La fidélité inter et intra évaluateur pour le score total est de .95 (Ballinger, 2000). La fidélité de l'échelle est acceptable même lorsqu'elle est séparée en score moteur (ICC= .96) ou cognitif (ICC=.91) (Hamilton, 1995; Führer, 1997). Parce que les scores cognitifs des personnes ayant une lésion médullaire ne changent pas entre l'admission et le congé de la RFI, cette section peut être éliminée de l'évaluation, sans changer l'efficacité du test. Le score moteur est calculé à partir de l'addition des 13 activités motrices évaluées. Le score moteur total peut aller de 13 (dépendance totale) à 91 (indépendance totale). La grille complète d'évaluation de la mesure de l'indépendance fonctionnelle est présentée à l'Annexe II.

Chez les blessés médullaires, le potentiel d'autonomie fonctionnelle est plus grand pour les paraplégiques que pour les tétraplégiques (Waters, 2000). Il est plus important aussi pour les lésions médullaires incomplètes que pour les lésions médullaires complètes. La cote A de l'échelle de déficience ASIA démontre le plus bas niveau de gain fonctionnel alors que la cote D de l'ASIA démontre un plus grand gain fonctionnel. Les résultats de la MIF au congé dépendent du niveau de lésion et de la sévérité de la lésion ASIA (Sie et Waters, 2003) et de l'âge au moment de l'accident (Kirshblum, 2005).

Les blessés de moins de 30 ans ont un plus grand potentiel de gains fonctionnels (Bravo *et coll.*, 1996). Graves *et coll* (1999) ont étudié plusieurs facteurs influençant le gain fonctionnel à l'aide de la MIF pendant la réadaptation et ils ont conclu que le score moteur de l'ASIA est le meilleur facteur de prédiction du score moteur de la MIF (Kirshblum, 2005).

Pour les lésions médullaires incomplètes, la mesure de la fonction dépend de plusieurs facteurs dont l'état médical, le degré de sévérité de la lésion, le moment du retour moteur, le degré de spasticité, la volonté, l'âge. Pour un même niveau de lésion, les variations individuelles de fonction motrice et sensitive peuvent être très grandes alors les prédictions du niveau d'indépendances ne sont pas toujours possibles (Sie et Waters, 2003). La réadaptation doit demeurer le plus flexible possible pour maximiser le potentiel fonctionnel (Badley, 1984).

3.5. Utilisation des bases de données cliniques

Les bases de données sont un regroupement d'information collectées à partir de mesures cliniques standardisées (Freeman, 2005). Ces informations sont généralement obtenues avec des outils d'évaluation ayant de bonnes qualités métrologiques (fidélité, validité) et sont collectées de façon systématique. Dans le domaine de la santé, elles sont utiles pour la pratique clinique, pour les services administratifs et pour la recherche (Freeman, 2005).

Dans certains domaines de la santé, tels que l'épidémiologie et la médecine sociale et préventive et dans les domaines de recherche de type évaluative en planification et gestion, les bases de données sont utilisées depuis longtemps. Les bases de données peuvent être utilisées pour répondre à des questions rétrospectives intéressantes (Freeman, 2005). Elles permettent aussi des comparaisons annuelles sur divers aspects et peuvent être utiles pour guider les orientations cliniques et administratives (Black, 2002).

Aux États-Unis, en réadaptation, le développement d'équipes de recherche et la constitution des bases de données (National SCI Data base) a débuté avec la réorganisation des services de santé offerts aux blessés médullaires ('Model system') (Yarkony, 1994; Stover, 1989; Noreau, 2004). Cette réorganisation a amené la centralisation des services dans les institutions spécialisées facilitant le recueil de données standardisées auprès d'un plus grand nombre de participants dans le même établissement. Sur le plan international, les bases de données en réadaptation ne sont pas récentes. Elles sont utilisées depuis longtemps en Suède et en Angleterre dans les domaines de la réadaptation tel que les lésions médullaires, où l'incidence est peu élevée et la réadaptation se prolonge sur plusieurs semaines, sinon plusieurs mois, et dans le domaine de l'intégration sociale.

Les bases de données permettent de recueillir de l'information dans un environnement clinique plutôt que dans un environnement contrôlé de recherche. Selon Freeman (2005), ce fait amène une meilleure généralisation des résultats à l'environnement clinique (Freeman, 2005). De plus, les bases de données permettent l'anonymat, la confidentialité des données. Ultimement, les bases de données permettront, en plus de produire des données standardisées utiles pour la recherche et d'améliorer la pratique clinique basée sur les évidences scientifiques. La validité des conclusions tirées des bases de données dépend de la qualité des données incluses dans celles-ci (données complètes, valides et fidèles). En recherche, des données valides recueillies auprès de plusieurs participants seront utiles pour tirer des conclusions plus significatives pour tous aspects reliés à ces données, incluant le calcul de la taille d'échantillonnage pour des essais cliniques (Freeman, 2005).

Au Québec, une centralisation des soins pour la clientèle blessée médullaire s'est amorcée au début des années 1990. En 1997, deux centres d'expertise ont été accrédités par le Ministère de la santé et des services sociaux du Québec afin de favoriser l'amélioration des services pour cette clientèle (Noreau, 2004). L'inclusion des participants et cliniciens de ces deux centres d'expertise dans un projet de recherche d'envergure visant à évaluer les soins et services offerts aux blessés médullaires a conduit à la production d'une base de données basées sur des évaluations standardisées utilisées en réadaptation et l'acquisition de données cliniques pertinentes à cette clientèle au Québec. Cette banque de données sera décrite dans la section méthodologie.

4. Méthodologie

La méthodologie présente deux volets. Le premier volet inclue la description et la méthodologie de la base de données principale réalisée par le Groupe de recherche clinique sur l'adaptation-réadaptation de la personne ayant une lésion médullaire et le travail de préparation des données de la RFI. Le deuxième volet présente les procédures méthodologiques propres à cette étude.

4.1. Base de données sur les lésions médullaires au Québec

Dans le but de faciliter la compréhension de l'environnement de la présente étude et de la provenance des données, une description sommaire de la base de données sur les lésions médullaires est justifiée. Les caractéristiques de la collecte des données de la RFI sont ensuite décrites, et la description du contenu (liste des variables) des bases de données de la RFI est exposée.

4.1.1 Description de la base de données

La base de données sur les lésions médullaires au Québec produite par le Groupe de recherche clinique sur l'adaptation-réadaptation de la personne ayant une lésion médullaire contient toute une série de données administratives, cliniques et sociales sur l'ensemble du continuum de soins entre le site de l'accident et 3 ans suivant le congé de la RFI pour 197 blessés médullaires. Cet aspect longitudinal et la quantité d'informations contenue fait de cette base la plus importante jamais développée pour une clientèle ayant une lésion médullaire traumatique au Québec et une des plus complètes à l'échelle internationale (Noreau et *coll.*, 2003, 2004, 2005). La collecte des données s'est effectuée entre les mois de septembre 1999 et décembre 2003 pour l'ensemble des données bio-psycho-sociales à toutes les étapes de soins de santé d'un blessé médullaire traumatique (ambulance, transport, centre de soins aigus, centre de réadaptation), jusqu'à 3 ans suivant la réintégration sociale.

Pour favoriser la présente recherche et réduire les informations disponibles à l'essentiel, les données collectées en RFI ont été isolées de la base principale et regroupées en deux bases de données plus petites et distinctes, soit une base pour les lésions médullaires ayant comme conséquence la tétraplégie et une seconde pour la paraplégie.

4.1.2 Données de la RFI : méthodologie et description

Les données se rapportant à la période de RFI ont été collectées à deux périodes distinctes correspondant à l'admission et au congé de la RFI. Les collectes ont eu lieu dans deux centres de réadaptation au Québec soit l'Institut de réadaptation en déficience physique de Québec (IRD PQ), à Québec et l'Institut de réadaptation de Montréal (IRM), à Montréal.

Les critères d'inclusion des participants en RFI étaient d'avoir subi une lésion médullaire traumatique après le 12 septembre 1999 et être admis dans un des établissements de phase aiguë (HSCM² ou CHA-HEJ³) ou de RFI (IRM⁴ ou IRDPQ⁵). Tous les participants ont donné leur consentement avant d'être inclus dans l'étude. Le projet de recherche en RFI avait l'aval des deux comités d'éthique des centres de réadaptation impliqués (Annexe VI).

Les données, dans chacune des bases (paraplégie, tétraplégie) incluent les aspects sociaux tels que l'âge, le sexe, le statut social, le niveau de scolarité, le revenu annuel, les habitudes de vies telles que les loisirs, les données techniques de l'accident telles que les causes, le type d'accident, la date d'accident, les dates d'admission et de sortie. Les données sur les aptitudes physiques sont les plus exhaustives et incluent la présence, sur des échelles ordinales, de tonus musculaire, de spasmes musculaires, de clonus et les données de médication s'y rattachant, les mesures d'AAs et de force musculaire aux épaules, aux coudes, aux poignets, aux mains ainsi que les mesures d'amplitude cervicales. Pour le membre inférieur, les amplitudes aux hanches, aux genoux et aux chevilles, ainsi que des

² Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal

³ Centre Hospitalier Affilié universitaire de Québec -Hôpital de l'Enfant Jésus de Québec

⁴ Institut de réadaptation de Montréal

⁵ Institut de réadaptation en déficiences physiques de Québec

mesures de souplesses musculaires et neurales tels que l'élévation de la jambe tendue (SLR) et les mesures au triceps sural complètent les mesures des aptitudes physiques.

Des données médicales telles que le rythme respiratoire, le volume respiratoire et la saturation d'oxygène sont aussi inclus dans ces bases. Deux types de données concernant la douleur ont été collectés dans ces bases, soit la présence des douleurs neurogène selon qu'elles interfèrent ou non dans les activités quotidiennes et les douleurs locales reproduites lors des mesures d'AAs. Des données sur le type et la sévérité de la lésion, la classification ASIA sont présentent. La présence de déficiences secondaires telles que les plaies de pression, les infections urinaires et les thrombophlébites ont été notées sur des échelles dichotomiques (présence ou absence). Le nombre de déficiences secondaires et les réhospitalisations font parti des variables disponibles.

Les données fonctionnelles incluent des variables telles que les scores moteurs de la MIF (total, soins personnels, contrôle des sphincters, mobilité, locomotion), ainsi que les scores individuels pour chacune des activités détaillées (habillage, utilisation des toilettes, transfert baignoire, marche, etc.). Les scores cognitifs de la MIF, ne sont pas inclus dans l'étude car les blessés médullaires n'ont pas d'atteinte à ce niveau. De plus, les scores changent peu au cours de la réadaptation.

Les mesures de validité et de fidélité des principaux outils d'évaluation concernant les mesures prises en RFI (AAs, force musculaire, MIF) ont été abordées précédemment dans la revue de la littérature, au chapitre 3.

Pas moins de trois vérifications des données ont été faites, par des personnes indépendantes, afin de confirmer l'exactitude de la saisie et des transferts de données, en plus de s'assurer qu'aucune donnée disponible n'était manquante.

4.2. Procédures méthodologiques

Les procédures méthodologiques de la présente recherche sont détaillées en commençant par la prise de connaissance de la base de données principale et la familiarisation des données de la RFI, l'identification des variables étudiées, accompagnées de leur méthodologie originale lors de la collecte, la description des étapes initiales du travail avec les bases de données de la RFI et les stratégies d'analyses, et finalement la description des statistiques utilisées afin de vérifier les hypothèses de cette étude.

4.2.1. Étude de la base de données

La recherche présentée dans ce mémoire a nécessité une période de familiarisation avec la base de données principale. La lecture des deux rapports de résultats produits en 2003 et 2004 par le Groupe de recherche clinique sur l'adaptation-réadaptation de la personne ayant une lésion médullaire a été le premier véritable contact avec cette base de données et les informations qu'elle contient. En août 2006, une réunion à laquelle participait tous les chercheurs impliqués à la seconde analyse de la base de donnée (plusieurs domaines différents) et le chercheur principal responsable de la base de données m'a permis d'augmenter mes connaissances sur cette base de données, de comprendre les motivations qui la sous-tendent et d'avoir de l'information sur les développements futurs prévus pour cette base de données.

Par la suite, seulement les deux bases de données réduites (paraplégie et tétraplégie) ont servi pour l'analyse des changements dans les aptitudes physiques durant la RFI et pour montrer les relations entre ces changements et l'autonomie fonctionnelle. La familiarisation avec ces bases a été plus exhaustive et, pour ce faire, diverses activités ont été réalisées : discussions avec le responsable de la base de données, étude de la structure des données, rencontre avec une des évaluateurs impliquées dans la collecte de données au site Institut de réadaptation de Montréal et observation de l'évaluation d'un participant. Cette dernière activité était importante pour connaître et comprendre la méthode d'acquisition des données

et les outils et questionnaires utilisés. Finalement, une formation de huit heures sur l'outil «processus de production du handicap» soutenu par l'Organisation mondiale de la santé (1988) a été suivie afin d'améliorer ma compréhension du modèle conceptuel sous-tendant la rationalisation des types de données collectées (caractéristiques, déficiences, incapacités, handicap, habitudes de vie) dans la base de données.

4.2.2 Identification des variables

La principale variable dépendante de notre étude est le changement d'AA aux membres supérieurs entre l'admission et le congé de la RFI. Les mesures d'AA ont donc été scrutées et la distribution vérifiée. Les liens entre l'AA, la douleur, la force musculaire, la spasticité, le clonus et les déficiences secondaires sont attendus. Ces variables font l'objet d'un retour sur la méthodologie utilisée pour obtenir les données, afin d'en apprécier la validité et d'augmenter la compréhension des valeurs obtenues. La méthodologie concernant la classification de l'ASIA Impairment Scale (AIS) est également décrite.

Amplitudes articulaires (AAs)

Pour les AAs, les mouvements passifs de flexion, d'abduction, de rotation latérale et rotation médiale des épaules ont été effectués et les amplitudes mesurées à l'aide d'un goniomètre, selon les indications du protocole décrit par Norkin & White (1995). Aux coudes et aux poignets, les mouvements mesurés étaient la flexion, l'extension. Aux membres inférieurs, à la hanche, les mouvements de flexion, abduction et les rotations médiale et latérale ont été évalués. Aux genoux et aux chevilles, la flexion et l'extension et la flexion dorsale et plantaire ont été respectivement mesurées. Pour tous les mouvements, la douleur articulaire locale en fin de mouvement a été rapportée sur l'échelle dichotomique suivante 0: aucune douleur, 1: douleur présente au mouvement.

Force musculaire

Les mesures de force en Newton (N) ont été obtenues bilatéralement avec un dynamomètre manuel portable selon la technique de produire le mouvement (make test). Cette façon d'évaluer suit une procédure selon laquelle il est demandé au participant de produire un maximum d'effort dans une direction (mouvement) donnée. La force maximale lors des mouvements de flexion, d'extension, d'abduction, d'adduction, de rotation médiale et de rotation latérale des épaules a été évaluée. Au coude et au poignet, les mouvements évalués étaient la flexion et l'extension. La mesure de la préhension de la main a également été prise avec un dynamomètre pour la main JAMAR. Pour le membre inférieur, les mouvements de flexion et abduction de la hanche, le mouvement d'extension du genou et les mouvements de flexion dorsale et flexion plantaire de la cheville ont été évalués. Pour chaque mouvement, la moyenne de trois essais a été utilisée. Afin de comparer plus justement la force entre les participants, les données ont été exprimées en Nm afin de tenir compte de l'influence des leviers externes sur la force maximale. Toutefois, au poignet, et à la main, les mesures sont demeurées en N et en Kg. Toutes les positions d'évaluations sont décrites à l'annexe III.

Autres aptitudes physiques

Le tonus musculaire aux membres supérieurs et inférieurs a été évalué avec l'échelle de Ashworth modifiée (Gregson, 1999). Cette échelle mesure la résistance au mouvement passif et les résultats sont rapportés sur une échelle à 6 niveaux (Tableau V). En raison de la faible occurrence de changement de tonus des muscles de l'épaule, cette articulation n'a pas été évaluée. La présence de spasmes musculaires et de clonus a également été notée sur des échelles ordinales. Les différents niveaux de l'échelle des spasmes : 0= aucun spasme, 1= spasmes légers 2= spasmes < 1x/hre, 3= spasmes > 1x/hre, 4= spasmes > 10x/hre. Le clonus suivait cette échelle : 0= absence de clonus, 1= 1 à 2 battements, 2= > 2 battements, 3= clonus soutenu. Les activités fonctionnelles ont été mesurées à l'aide de la 'mesure de l'indépendance fonctionnelle' (MIF). Les scores de soins personnels (/42), les scores contrôles des sphincters (/14), les scores de transferts (/21) et de locomotion (/14) ainsi que

les scores combinées de mobilité (/45) et moteurs (/91) ont été calculés. Les informations complémentaires concernant les déficits secondaires ont été relevées dans les dossiers médicaux et saisies dans la base de données.

Tableau V. Cotation de l'échelle Ashworth modifiée (Bohannon & Smith, 1987; Pandyan, 2003)

Cote	Description
0	Aucune augmentation de tonus
1	Légère augmentation du tonus musculaire, manifesté par une secousse suivi d'un relâchement ou par une résistance minimale en fin d'amplitude lors des mouvements de flexion ou extension
1+	Légère augmentation du tonus musculaire, manifesté par une secousse, suivi d'une résistance minimale au mouvement pour le reste de l'amplitude (moins de la moitié de l'AA)
2	Augmentation plus marquée du tonus musculaire dans presque toute l'amplitude, mais les segments évalués sont bougés aisément
3	Augmentation considérable du tonus musculaire, le mouvement passif du segment évalué est difficile
4	Segments rigides en flexion ou extension

Classification ASIA

À l'admission de la RFI, tous les participants ont été évalués dans le but de classer les lésions selon les critères de l'ASIA de 1992. Les scores moteurs et sensitifs ont été évalués par un physiothérapeute du programme « lésion médullaire » ayant suivi une formation pour améliorer la standardisation des évaluations. La sévérité de la lésion (le segment sacré) a été évaluée par le médecin physiatre.

L'évaluation physique en physiothérapie a été complétée à l'admission et au congé de la RFI. L'évaluation physique comprenait, la mesure des AAs et de la force aux membres

supérieurs aux articulations de l'épaule, du coude et du poignet ainsi que des doigts, l'évaluation du tonus, des spasmes, l'évaluation des activités fonctionnelles, et la douleur.

4.2.3 Étapes initiales du travail avec les données et stratégies d'analyses

Comme notre variable principale correspond au changement entre l'admission et le congé de la RFI, le calcul des différences (congé moins admission) a été fait. Les changements d'AA (en degrés) au cours de la RFI ont été transformés en variable catégorielle selon le gain, la stabilité ou la perte d'AA. Pour justifier une amélioration ou une perte cliniquement significative, nous avons considéré un changement d'au moins 5 degrés, tel que suggéré par la littérature (Boone & Azen, 1978; Gajdosik, 1987). Les catégories d'amplitudes ont été analysées séparément pour chacun des mouvements.

Ces regroupements en fonction des changements, ont permis de faire des tests de chi-carré pour identifier les groupes de participants les plus affectés par les pertes d'amplitudes et de cibler les mouvements les plus détériorés ou les plus améliorés pour chacun des groupes.

Les participants ont été séparés en 2 groupes, suivant la classification AIS A, B, C et D. Les classes A, B et C forment le premier groupe et la classe D forme le deuxième groupe. Cette division nous permet de respecter le degré d'autonomie fonctionnelle, reconnue comme étant significativement plus importante pour la classe D, surtout grâce à la locomotion. La division naturelle de tétraplégiques et des paraplégiques a été conservée.

Les données du tonus musculaire, des déficits secondaires, de douleur et de force musculaires ont été utilisées comme variables indépendantes. De plus, certaines variables catégorielles telles que la douleur ont fait l'objet d'un regroupement (de 7 catégories à 3 catégories) afin d'utiliser les tests de chi carré et avoir des résultats valides. Par exemple, certaines catégories de la douleur avaient une très faible fréquence et ne permettaient pas d'avoir des tests statistiques valides (cellules contenant moins de 5 cas).

Les mêmes analyses ont été répétées pour le membre inférieur. Peu de changements ont été détectés à ces mouvements, pour les deux groupes de participants (paraplégiques - tétraplégiques). Les membres inférieurs n'ont donc pas fait l'objet d'analyses plus détaillées et les données ne sont pas présentées dans la section des résultats. Conséquemment, les membres supérieurs uniquement ont été retenus et analysés. Étant donné l'importance de ces membres sur la fonction des tétraplégiques, il nous a paru essentiel de couvrir tous les aspects des changements détectés par les analyses préliminaires.

4.2.4 Statistiques utilisées

Les premières analyses ont été effectuées à partir de statistiques descriptives pour identifier les caractéristiques des participants des deux groupes (tétraplégie, paraplégie), et les AAs au début et à la fin de la RFI pour les membres supérieurs (hypothèses 1 et 2). Des tests de *t* de Student pour mesures indépendantes ont été utilisés pour comparer les AA des deux côtés (gauche et droit), des deux groupes de participants (tétraplégique – paraplégique) ainsi que les différences selon la sévérité de l'atteinte (AIS ABC –D; hypothèse 1). Les changements entre les AAs initiales et finales ont été catégorisés en trois groupes, soit les individus ayant eu des pertes (différences inférieures à -5 degrés), les individus ayant des AA stables (différences entre -5 degrés et +5degrés) et les individus ayant des gains (différences de plus de 5 degrés).

Les AAs au congé ont été comparées à des amplitudes de référence (dites normales) afin d'identifier les participants qui quittent la RFI avec des AAs considérées anormales (hypothèse 2). Pour ce faire, les différences entre les AAs des participants et celles de référence (AMA, 1986) ont été calculées et deux groupes ont été formés en fonction de l'AA normale ou anormale. Des analyses d'association (chi-carré) entre les mouvements du membre supérieur à chacune des articulations et les changements d'AA (pertes, stabilité et gains) en contrôlant pour le facteur normalité des AAs ont été faites. Ensuite, la même association entre les changements d'AA (3 catégories) et les principales déficiences

secondaires, la douleur et la spasticité ont été vérifiées pour identifier les facteurs associés aux changements d'AA (hypothèse 2).

Pour la force musculaire, des ANOVAS entre les différents groupes (ASIA ABC et ASIA D) ont servi de base à l'analyse des changements survenus pour cette variable (hypothèse 3). Des modèles de régression linéaire multivariés ont été utilisés afin d'identifier les variables clés associées aux changements d'amplitudes et à la fonction (hypothèse 4). La méthode pas à pas a été favorisée, avec un p d'inclusion à .05 et un p d'exclusion à .10. Des variables telles que la force musculaire, les spasmes, la spasticité, le nombre de déficits secondaires et la perception de la douleur ont fait parti des analyses. Pour la fonction, les variables de soins personnels et de transferts ont principalement été testés pour mesurer l'impact sur les AA. Toutes les statistiques ont été calculées avec le logiciel SPSS. v14. Le degré de signification a été établi à .05 pour l'ensemble des tests statistiques précédents.

5. Résultats

L'essentiel des résultats pour les AAs est présenté dans l'article manuscrit qui suit. La soumission de cet article se fera dans un futur rapproché.

5.1 Article

Upper limbs' range of motion changes during intensive rehabilitation in person with paraplegia and tetraplegia following a traumatic spinal cord injury

Anne-Marie Girard PT², Luc Noreau PhD¹, Sylvie Nadeau PhD²

Article en préparation, sera soumis à Journal of Rehabilitation Medicine.

Le premier article tiré de cette recherche, faisant partie intégrante du mémoire, décrit les changements des AAs selon les mouvements, durant la rééducation fonctionnelle intensive. Anne-Marie Girard a étudié la banque de données de façon à identifier les variables clés liées à la problématique de l'article. Elle a réalisé les analyses et interprété les résultats. Elle a également eu la responsabilité de rédiger cet article et de réaliser la revue de littérature. Elle est donc la principale auteure de l'article.

Dr Luc Noreau et Dre Sylvie Nadeau ont supervisé le projet de recherche impliquant l'étude de la base de données qui forme ce mémoire. Ils ont activement collaboré à l'élaboration des analyses, à la sélection des analyses statistiques, à l'interprétation des résultats ainsi qu'à la rédaction de ce manuscrit. Voir l'annexe IV pour l'accord des co-auteurs.

Changes in upper limb range of motion during intensive rehabilitation in person with traumatic spinal cord injury

Anne-Marie Girard PT², Luc Noreau PhD¹, Sylvie Nadeau PhD²

¹ *Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale, Institut de réadaptation en déficience physique de Québec et Université Laval, and* ² *Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation, site Institut de réadaptation de Montréal et École de réadaptation, Université de Montréal, Montréal, Canada*

Correspondance: Dr Luc Noreau, Institut de réadaptation en déficience physique de Québec, 525 Boul. Hamel, Québec, Québec, Canada, G1M 2S8.

Abstract

Study design: A longitudinal cohort study in individuals with SCI during their intensive rehabilitation.

Objective: To document the extent of changes of range of motion (ROM) and identify the associated factors during intensive rehabilitation in people with a traumatic spinal cord injury lesion.

Setting: Two SCI rehabilitation settings in the Province of Quebec.

Methods: A comprehensive assessment of 197 individuals with SCI was performed at admission and discharge from intensive rehabilitation. Changes in upper limb ROM were divided into 3 ROM statuses (increased, stable and decreased ROM) and related to type of lesion (ASIA classification), the occurrence of pain and secondary impairments. Parametric and non-parametric statistics were used to perform the analysis plan.

Results: Participants with tetraplegia gained significant passive ROM in shoulder flexion and abduction over the intensive rehabilitation period. However some loss of ROM was observed in the ASIA D group mainly for the shoulder medial rotation (43.1 %) and the lateral rotation (31.4%). Lost of ROM was even more important in the ASIA ABC group for wrist flexion (52.6%). Losses in other movements were less pronounced (below 30%).

Despite some increased ROM over the intensive rehabilitation period, passive ROM at the upper limbs was not normal at discharge in a high percentage of cases for shoulder abduction and shoulder medial rotation according to the AMA reference values. Abnormalities in other movements were less pronounced. Participants in the ASIA D group tended to record an increasing level of pain felt at movement by discharge, primarily at the shoulder, as well as higher percentages of abnormal ROM at discharge. There was no significant association between the ROM status and secondary impairments. Participants with paraplegia had no significant changes at the upper limb movements over the intensive rehabilitation period.

Conclusion: Abnormality in shoulder ROM is a major concern for functional independence. Pain may have influenced ROM at shoulder.

Sponsorship: The project was supported by a partnership of research network in rehabilitation (REPAR) and the Programme de recherche en réadaptation et intégration sociale en traumatologie (PRISST). A-M Girard is supported by a scholarship from the Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale, l'Ordre de la physiothérapie du Québec and the Faculty of medicine, University of Montreal.

Keywords: Spinal cord injury, range of motion, upper limb movement, intensive rehabilitation.

Introduction

Range of motion (ROM) is an important part of functional outcome (Gellman, 1988) in people with SCI. Given the inherent repercussions of the injury, they are at risk of experiencing some frequent and recurrent restrictions of joint movements particularly at the shoulder and lower limbs depending of the severity of the injury. Contractures (Scott, 1981; Yarkony, 1985; Sipski, 2006) and muscle imbalance (Sinott, 2000) are key factors thought to lead to deficit in ROM (Sinott, 2000, Bryden 2004). Contracture, a condition that can result from the shrinkage and inappropriate cross-linking of collagen in the joint region, can occur when a limb is immobilized for long periods of time. Paralyzed muscle causes muscle imbalance and, as demonstrated by Bryden, an absence of voluntary contraction at the triceps increases the incidence of contractures at the elbow. Early in the rehabilitation process, external factors such as braces, neck collar or surgeries can also favor a reduction in ROM at the upper limb. In some cases, ROM does not return to normal as the condition improves or when the mechanical restriction disappears (Ohry, 1978; Silfverskiold, 1991; Yarkony, 1985).

One reason for addressing reduced ROM, is its potential influence on achieving functional independence, including basic self-care activities (Ballinger, 2000). Preserving a good upper limb joint ROM is an essential rehabilitation objective leading to independent living and specifically for facilitating overhead reaching tasks such as grooming, dressing, bathing, and other tasks such as transfers and wheelchair propulsion (Nyland, 2000; Silfverskiold, 1991).

Despite the importance of ROM for functional independence, little is known on the incidence of lack of ROM or on the evaluation of changes in ROM attained during rehabilitation. Abnormality in joint motion for the upper limb is defined by Yarkony *et al* (1985) as the loss of at least 15% of passive motion or the loss of several degrees of motion in multiple joint planes. By these definitions, the authors found significant abnormalities in ROM in 15% of motions, including upper and lower limb motions, in a cohort of people with SCI (n=181).

The relationship between ROM and pain is another important issue. However, studies have come to different conclusions and are also inconsistent with regards to prevalence of pain in SCI, which has ranged from 28% to 96% (Yap, 2003; Putzke 2002; New 1997; Donnelly, 2004) with 30% reporting severe pain (Burchiel, 2001; Sipski, 2006; Nichols, 1979; Sie, 1992). Silfverskiöld and Waters (1991) found that shoulder pain was present in 78 % of individuals with tetraplegia in the first 6 months after SCI and in 33% of the cases the pain persisted for between 6 and 18 month post-SCI. Waring and Maynard (1991) studied shoulder pain in acute tetraplegia and a decreased shoulder ROM was associated with the development of shoulder pain, particularly if exercises were not started within 2 weeks after onset of SCI. Remarkably, in individuals with decreased ROM, 87% had shoulder pain, compared to only 36% for those with normal ROM. In community-living individuals with SCI, Ballinger *et al* (2000) found shoulder ROM problems in 22.5% of cases. Functional limitation, disability and perceived health were related to shoulder pain in more than 1 in 5 participants. Decreased ROM has also been related to secondary impairments such as spasticity, heterotopic ossification (Kirshblum, 2007) and spasms (Yarkony, 1985).

However, to what extent changes in ROM is related to the occurrence of pain or secondary impairment during the course of active rehabilitation is not well documented. Therefore, the purpose of this study was to provide objective data on the evolution of upper limb ROM during the intensive rehabilitation period and its relationship with the presence of pain and secondary impairments. One may hypothesize that individuals with tetraplegia with a reduced ROM at admission will improve significantly over the course of rehabilitation; whereas those with paraplegia for whom normal ROM are expected at admission will not show significant changes.

Furthermore, participants with secondary impairments could show reduced ROM. Secondary impairments such as infections or pneumonia may retard rehabilitation and improvement of ROM, particularly if bed rest or delay in active rehabilitation occurs. As well, presence of spasticity or clonus can interfere with rehabilitation, reducing the effects of ROM treatment.

Methods

Participants

This prospective longitudinal study took place within the two Quebec Spinal Cord Injury Centers of Expertise (SCICE) which comprise of two designated (level I) trauma centers and three rehabilitation facilities ensuring together the continuum of care. The sample included individuals who sustained a traumatic SCI between September 1999 and June 2003, admitted into one of SCICE rehabilitation facilities, and who gave consent to participate to the research. Overall, a sample of 197 participants met these criteria and only

15,6 % of potential subjects admitted in the rehabilitation facilities didn't consent to participate to the study. Within the first two weeks after admittance in intensive rehabilitation, the research coordinator informed the participant about the assessment procedure and carried out the evaluation process (time 1). Valid and reliable tools were used for this data collection process which comprised of neurological and physical measurements (muscle tone, range of motion, muscular strength, respiratory capacity and pain) and various questionnaires covering the dimensions of mental capabilities and functional independence. Each therapist involve into the assessment process was previously trained to use tools with a standardised procedure. Within the last week before discharge, the assessment process was planned and carried out with the same therapists (time 2) to record changes during rehabilitation. Secondary complications were collected by reviewing medical charts.

Specific Procedures

Muscle tone evaluation included spasticity at upper limb, muscle spasms and presence of clonus. Spasticity was measured with the Modified Ashworth Scale (Gregson, 1999). All muscle groups were assessed with the exception of the shoulder muscles, due to the low frequency of occurrence at these muscles. Presence of spasms and clonus were noted.

Shoulder flexion, abduction, medial and lateral rotation, elbow flexion and extension and wrist flexion and extension passive ROM were assessed with a goniometer, following the standards of application using the reference of Norkin and White (2003). Pain at the end of ROM was reported as follow: 0: no pain at movement and 1: presence of pain by the end of ROM.

Statistical analysis

Participants were categorized according to the type of lesion (tetraplegia or paraplegia) and to the ASIA classification (Ditunno, 1994). Two categories were established, one for individuals with no functional motor activity (ASIA A, B, or C) and one for those with functional motor activity (ASIA D). Participants were also categorized into one of three distinctive groups of ROM to reflect the status of ROM changes throughout rehabilitation. To be significant, changes in ROM should exceed 5 degrees (Boone & Azen, 1978; Gajdosik, 1987). Participants losing greater than 5 degrees were classified into 'Decreased ROM' status, those with less than 5 degrees were classified into 'Stable ROM', and those with positive changes ($> 5^\circ$) were classified as 'Increased ROM'. Reference values (normal value of joints' range of motion) were obtained from the American Medical Association. Difference of 5 degrees was considered as abnormal values for the upper limb.

Data were analyzed using a computerized statistical package (SPSS v.14). Descriptive statistics were performed for upper limb ROM. Independent t-tests were used to determine ROM variations in participants with tetraplegia and paraplegia. Chi square statistics were used to express the association between ROM status and other variables. Statistical significance was fixed at the .05 level.

Results**General characteristics**

The study sample consisted of 197 individual with SCI (paraplegia, $n=103$; tetraplegia, $n=94$; Table 1) and a majority was males. The age at injury reflects the trends observed in developed countries for an increase number of people who sustained an injury at a higher

age due to fall or etiology not related to a motor vehicle accident. As expected, the mean length of stay is significantly longer in individuals with tetraplegia compared to those with paraplegia ($p=.012$). For the purpose of this study, the severity of injury is presented into 2 categories, putting together individuals without functional motor activity (ASIA ABC) and those with functional motor activity (ASIA D). A higher proportion of participants with tetraplegia were classified as ASIA D (59%) compared to those with paraplegia (23%). Other characteristics are reported in Table 1.

[Insert Table 1 here]

Upper limbs' range of motion at admission and discharge

Table 2 describes the values of ROM at the upper limb joint movements at admission and discharge from rehabilitation. As the mean values for the left and the right side of the body did not significantly differ, the subsequent analyses have been carried out only on the right side. A first examination of data in individuals with paraplegia showed that mean ROM values of some joint movements already exceeded the reference values (shoulder flexion, elbow and wrist movements) at admission suggesting few deficit for a majority of participants. However, shoulder abduction and medial rotation showed values much lower than the reference values. Changes in ROM between admission and discharge were very small (mean changes usually less than 5 degrees) except for shoulder abduction that indicates a modest but significant overall improvement. The latter is characterized by a large standard deviation, reaching $\pm 21^\circ$ and suggesting substantial gains or losses in some study participants. No influence of the lesion severity was noted (ASIA ABC vs D) except for lower shoulder abduction values in individual with ASIA ABC lesion.

In individuals with tetraplegia, results showed 2 different patterns at admittance: 1) elbow and wrist mean ROM scores exceeding the reference values and 2) the shoulder mean ROM scores significantly diminished compared to the reference values, particularly in individual with ASIA D lesion for abduction and medial rotation. The pattern of changes showed that the largest gains over the course of rehabilitation were recorded at shoulder flexion (11 ± 28 degrees) and abduction (12 ± 39 degrees), to an extent that the mean shoulder flexion scores at discharge did not differ from the reference values. The lesion effect was clearly noticeable as significant gains at the shoulder joint were observed only in individual with ASIA ABC lesion. However, the large standard deviations still suggests drastic gains or losses for particular individuals. Decreased ROM was particularly important at shoulder medial rotation (34% of participants) and wrist flexion (37% of participants) and in less than 30% of the sample for other joints.

[Insert Table 2 here]

Abnormal ROM at discharge

Despite some improvement in ROM, participants could have not reached a sufficient gain to exceed the reference value and considered as having a normal ROM at discharge for a specific joint movement. Given that this ‘reduced ROM’ phenomenon was mostly observed in participants with tetraplegia, the subsequent analyses were carried out only with this sub-sample.

Table 3 shows that the proportion of participants with an abnormal ROM at discharge (under the reference value) was extremely high in shoulder joints but stayed low at the

elbow and wrist. This is particularly critical at the shoulder abduction and medial rotation where a majority of participants remained with a significant deficit at discharge. For example, all individuals (ASIA ABC) with a significant decrease in shoulder flexion and abduction over the course of rehabilitation reached values lower than the references ones. More remarkable is the percentage of people who gained ROM during rehabilitation but did not reach the reference values. About 50% of participants with significant gains shoulder abduction, medial and lateral rotation remained under the reference values.

[Insert Table 3 here]

Upper limb Pain

Pain at upper limb is frequent secondary complications after SCI and can impact one's abilities to increase ROM. Pain in elbow and wrist movement was negligible but was highly prevalent when performing the shoulder flexion and abduction movements, particularly in participants with ASIA D lesion (Table 4). The association between pain and the changes in passive shoulder ROM seems to be difficult to elicit as no statistically significant trends can be observed in participants with ASIA ABC. However, in those with ASIA D, the prevalence of pain in most shoulder movements was higher in individuals with a decrease of ROM over the course of rehabilitation. Data would suggest that participants with increased ROM in medial and lateral rotation would also experience pain but a cautious interpretation of these results should be done as an increase of ROM was unfrequent in these movements.

[Insert Table 4 here]

Relationship between ROM status and secondary impairments was also analyzed with chi squares, but no statistical significance was reached. Low occurrence of secondary impairments was found.

Discussion

The aim of this study was to document the changes in ROM at specific joints of the upper limb over the course of rehabilitation in people with SCI. To our knowledge, no study has quantified to what extent shoulder, elbow or wrist ROM changed during this period as previous studies tended to analyze upper limb ROM at shoulder without considering differences between each movement. The main findings of this study suggest that ROM at shoulder is affected in different manner and movements such as abduction and medial rotation are particularly reduced at both admittance and discharge. As expected, individuals with tetraplegia are more at risk to develop reduction in ROM than those with paraplegia and even after intensive rehabilitation that led to significant improvements, ROM in a substantial percentage of individuals with tetraplegia remains below joint reference values. Nonetheless, positive overall changes seen in our study between admission and discharge from intensive rehabilitation is a major outcome to limit joint restrictions during that period. No significant difference of ROM was observed between the left and right side of the upper limbs.

Standards criteria to define significant reduction of ROM are rare in literature. Yarkony *et al* (1985) who studied contractures in individuals with SCI suggested that 'either the loss of 15 per cent of passive motion in one key range or the loss of several degrees of motion in

multiple joint planes' as abnormal ROM. With this criterion, 15 percent of joint's motions were considered abnormal in their sample (n =181). Despite the use of different criteria, our result are comparable with to those reported by Yarkony *et al* (1985) who reported similar findings at rehabilitation admittance suggesting differences between individuals with paraplegia and tetraplegia for incidence of contractures at the upper and lower limb. It seems obvious that the level of injury induces a variable deficit in ROM since individuals with paraplegia have no neurological deficit affecting the upper extremity. Consequently, for the shoulder joint, lower values than the reference ones at discharge for the abduction and medial rotation were highly unexpected. The lack of motion is not necessarily due to contractures and heavy medical treatment or post surgery restrictions can induce limitations in ROM. Some other factors can explain the reduction of ROM at admission, such as external braces for stabilization, bed rest and associated fractures. As well, we can question the use of normal reference values (e.g. 180 degrees for shoulder abduction) accepted in a healthy population. Gajdosik (1987) suggested that every disease should have a disease-specific set of reference values. For full functionality in ADL activity, the maximum elevation needed is 148 degrees for ROM in abduction (Norkin & White, 2003). Functional references for medial rotation are not that specific. This movement is rarely used apart. It is incorporated in combined movements. Nonetheless, causes of loss of ROM in medial rotation remain unclear. Systematic error in measurement of ROM abduction and medial rotation might have occurred due to positioning of the participants. As already mentioned, clinical assessment is compromised by particular conditions such as post-surgery or post-acute care or pain and impact on the measurement of ROM. Several participants sustained secondary impairments and it can have influenced

on joint ROM. In addition, wide standard deviation in abduction, reaching 28 degrees at discharge, reveal a wide spread of data that could include people with a lower level of function related to ROM. Severity of the lesion (AIS ABC vs D) had no impact on the ROM as also reported by other studies (Yarkony, 1985).

In individual with tetraplegia, shoulder flexion at admittance for ASIA ABC is lesser than the values observed in individual with ASIA D injury (statistically significant) but this difference is reduced to a non-significant difference at discharge. Medical treatment, braces and post surgical restrictions are no longer present and absence of immobilizers may be one of the reasons of improved mobility. ASIA D participants do not have the same improvement suggesting that individuals with ASIA ABC could have more external restrictions that initially limit ROM. For example, in the latter group, shoulder abduction increases of a mean value of 20 degrees and lateral rotation of 10 degrees, which support this hypothesis.

Shoulder flexion at discharge in tetraplegia is the only movement that reached the reference value but abduction in both ASIA ABC (141°) and ASIA D (131°) groups did not reach it even after a statistically significant gain. Therefore higher degree of ROM would be beneficial to avoid functional restrictions and would in addition prevent increased tension on the passive structures of the shoulder and possibly prevent pain (4). Triffitt *et al* (1998) evaluated active shoulder flexion ROM with an inclinometer in a plane several degrees lateral to the sagittal plane and active abduction in the scapular plane (approximately 30 degrees anterior to the coronal plane). This method for measuring ROM may reproduce

more accurately functional motion. In counterpart, Crowe *et al* (2000) found similar shoulder ROM flexion and lateral rotation compared to our study but higher ROM abduction and medial rotation with the universal goniometer at 12 weeks post-injury from a Canadian multi-centre study of 39 participants with tetraplegia and with similar characteristics as our tetraplegia group.

At rehabilitation discharge, it is important to know if upper limb ROM reaches the expected values inline with reference values and a surprising number of participants in the current study did not reach such a ROM reference. Since participants are discharged in community living, normal ROM at this stage is critical since no additional improvements are generally expected. Normality and abnormality of ROM is not well defined in the literature. Abnormality in ROM should depend on the disability and personal characteristics because strategies to produce functional movements or activities are developed following individual adaptation (Badley, 1984). Once again, in our study, individuals with tetraplegia (ASIA D) showed the greatest ROM abnormalities in shoulder movements. A shorter length of stay and a rehabilitation program focusing more on lower limb rehabilitation (strength, mobilizations, coordination, etc) and lower limbs functional activities as walking and less on upper limb motions could explain that gain in ROM at the shoulder is not as great as expected to reach reference values.

Pain is part of regular assessment and different type of pain can be addressed in SCI population usually referring to neurogenic pain or musculoskeletal pain. In our study, an emphasis was placed in joint pain during the assessment of each joint movement. This type

of pain is not frequently reported in the literature, especially in rehabilitation. Silfverskiold and Waters (1991) addressed local pain at the shoulder in the first 18 months after SCI in individuals with tetraplegia. In the first 6 months, 78 % of the participants had shoulder pain and all of those who had pain between 6 and 18 months had pain before 6 months. Dalyan *et al* (1999) reported in community living SCI individuals 71% of shoulder pain, 53% of wrist pain and 35 % of elbow pain. Waring and Maynard (1991) reported up to 75% of shoulder pain during initial rehabilitation. Throughout these studies, decreased ROM was positive risk factor associated with onset of pain as well as not receiving early shoulder exercise program. Location of pain (localized pain, diffused pain, or pain at palpation) was the most important issue to these studies. In our study, pain at specific movement was used in the analyses. Passive shoulder abduction and flexion reproduced the most pain. These movements are the ones that put higher stress over the biceps tendons, subacromial bursa and rotator cuff tendons when squeezed under the acromial process with passive movements.

In the current study, it is striking to observe the prevalence of joint pain during ROM assesement, particularly in individuals with ASIA D. In shoulder flexion, abduction and lateral rotation, almost all people whit ASIA D who shoed a decrease ROM reported pain. The number of participants with pain at each movement is sufficiently important at shoulder to suggest that the rehabilitation team had to deal with this issue during rehabilitation. Interstingly, pain did not seem to limit gain in ROM in all participants, suggesting that even though pain might induce some limitations, active rehabilitation can

do a difference in the development of ROM with a positive impact on functional independence.

Limits

Database included every available participant who satisfied the inclusion criteria during the 4 years covering the collection of data. Well trained physiotherapists collected data to prevent variations in measurement over time. Two centers were involved in the data collection. Despite same protocol, multi-centers' studies are submit to different interpretation of the protocol, differences in measurement could be involved, and in one center a larger number of physiotherapists participated in the data collection. Also systematic error of measurement could have occurred related to installations.

In our study, reference values (AMA) were chosen in line with clinical and functional abilities. Other comparators would have lead to higher abnormal ROM and would not reflect the actual functional ability in individuals with SCI. However, it remains possible that our reference values were too high for the proximal upper extremity and are not great enough for the distal part.

Conclusion

There is more variation in ROM during intensive rehabilitation for participants with tetraplegia than participants with paraplegia. The extent of loss in upper limb movements in tetraplegia was more pronounced than expected, and gaining ROM did not assure to reach normal ROM at the shoulder. There was also more abnormal ROM at shoulder flexion and

abduction by the end of intensive rehabilitation than expected. Medial rotation was revealed to have a particular behavior for both individuals with paraplegia and tetraplegia. Shoulder ROM movements at upper limb were related to the presence of local pain for ASIA D participants. ASIA classification putting together those with some significant function (D) and the ones without (ABC) is unique to this study. Highlights on ASIA D shoulder problems (ROM and pain) were revealed and prevention in early rehabilitation should be part of the solution.

Acknowledgements

The project was financed by the Quebec Rehabilitation Research Network (REPAR) in partnership with the Programme de recherche en réadaptation et intégration sociale en traumatologie (PRISST). A-M Girard was supported by the Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec and S. Nadeau has a Senior scientist salary from *Fonds de la Recherche en Santé du Québec*. The authors thank Julie Tremblay for their collaboration throughout the project.

References

1. Gellman H. Late complications of the weight-bearing upper extremity in the paraplegic patient. *Clinical orthopaedics and related research*. 1988(233):132-5.
2. Ballinger DA, Rintala DH, Hart KA. The relation of shoulder pain and range-of-motion problems to functional limitations, disability, and perceived health of men with spinal cord injury: A multifaceted longitudinal study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2000;81(12):1575-81.
3. Nyland JJ. Preserving transfer independence among individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2000;38:649-57.
4. Silfverskiold J, Waters RL. Shoulder pain and functional disability in spinal cord injury patients. *Clin Orthop and Rel Res*. 1991(272):141-5.
5. Donovan WH, Scott A. The prevention of choulder pain and contractures in the acute tetraplegic patient. *Paraplegia*. 1981;19:313-6.
6. Ohry A, Brooks ME, Steinbach TV, Rozin R. Shoulder complication cause of delay in rehabilitation of spinal cord injured patients. *Paraplegia*. 1978;16:310-6.
7. Yarkony GM. Contractures complicating spinal cord injury: incidence and comparison between spinal cord centre and general hospital acute care. *Paraplegia*. 1985;219(5):265-71.
8. Silfverskiold J, Waters RL. Shoulder pain and functional disability in spinal cord injury patients. *Clinical Orthopaedics & Related Research*. 1991; Nov(272):141-5.
9. Waring WP, Maynard FM. Shoulder pain in acute traumatic quadriplegia. *Paraplegia*. 1991 Jan;29(1):37-42.
10. Norkin CC, White DJ, editors. *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry*. Acquisitions editor: Margaret Biblis
Developmental Editor: Anne Seitz ed. Philadelphia, PA: F. A Davis Co. ; 2003.
11. Yap CE. Pain during in-patient rehabilitation after traumatic spinal cord injury. *International journal of rehabilitation research*. 2003;79(11):1428.
12. Putzke JD, Richards JS, Hicken BL, Ness TJ, Kezar L, DeVivo M. Pain classification following spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2002;40:118-27.
13. New P, Lim T, Hill S, Brown D. A survey of pain during rehabilitation after acute spinal cord injury. *Spinal Cord*. 1997; 35(10):658-63.

14. Donnelly C, Eng JJ. Pain following spinal cord injury: the impact on community reintegration. *Spinal Cord*. 2004; 43(5):278-82.
15. Burchiel KJ, Hsu FP. Pain and spasticity after spinal cord injury: mechanisms and treatment. *Spine*. 2001 Dec 15; 26(24 Suppl):S146-60.
16. Sipski M, Richards J. Spinal Cord Injury Rehabilitation. *Am J Phys Med Rehabil*. 2006 April 2006; 85(4):310-42.
17. Nichols P, Norman P, Ennis J. Wheelchair users' shoulder? *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 1979; 11:29-32.
18. Sie I, Waters R, Adkins R, Gellman H. Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992 Jan;73(1):44-8.
19. Kirshblum SC, Priebe MM, Ho CH, Scelza WM, Chiodo AE, Wuermser L-A. Spinal Cord Injury Medicine. 3. Rehabilitation Phase After Acute Spinal Cord Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2007;88(3, Supplement 1):S62-S70.
20. Sinnott KA, Milburn P, McNaughton H. Factors associated with thoracic spinal cord injury, lesion level and rotator cuff disorders. *Spinal Cord*. 2000;38:748-53.
21. Ditunno J, Young W, Donovan W, Creasey G. The International Standards Booklet for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. American Spinal Injury Association. *Paraplegia*. 1994;32:70-80.
22. Kohlmeyer K, Yarkony GM. Functional outcome after Spinal Cord Injury Rehabilitation. In: Yarkony GM, editor. *Spinal Cord Injury Medical Management and Rehabilitation*. Gaithersburg, Maryland: Aspen Publishers, Inc.; 1994. p. 9-13.
23. Ditunno JJ, Young W, Donovan W, Creasey G. The international booklet for neurological and functional classification of spinal cord injury. *Paraplegia*. 1994;32:70-80.
24. Ditunno J. New spinal cord injury standards. *Paraplegia*. 1992;30 (2):90-1.
25. Waters R, Adkins R, Yakura J, Sie I. Motor and sensory recovery following incomplete tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil*. 1994;75:306-11.
26. Norkin C, White D, editors. *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry*. Philadelphia, PA: F. A Davis Co. ; 2003.
27. Boone DC, Azen SP, Lin C-M, Spence C, Baron C, Lee L. Reliability of Goniometric Measurements. *Physical Therapy*. 1978;58(11, November):1355-60.

28. Gajdosik RL, Bohannon RW. Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Physical Therapy*. 1987 Dec; 67(12):1867-72.
29. Association AM. *Guides to the Evaluation of Permanent Impairment*. 3 ed. American Medical Association, editor. Milwaukee; 1990.
30. Solveborn S-A, Olerud C. Radial Epicondylalgia (Tennis Elbow): Measurement of Range of Motion of the Wrist and the Elbow. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1996;23(4):251-7.
31. Badley E. Measures of functional ability (disability) in arthritis in relation to impairment of range of joint movement. *Annals of the Rheumatic Diseases*. 1984;43:563-9.
32. Crowe J, MacKay-Lyons M, Morris H. A multi-centre, randomized trial of the effectiveness of positioning on quadriplegic shoulder pain. *Physiotherapy Canada*. Fall 2000; 266-273.
33. Triffitt PD. The Relationship between Motion of the Shoulder and the Stated Ability to Perform Activities of Daily Living. *J Bone Joint Surg Am*. 1998 January 1, 1998;80(1):41-6.

Table 1: Description of the participants according to the type of injury (n = 197)

	Paraplegia (n = 103)			Tetraplegia (n = 94)		
Gender	91 males 12 females			84 males 10 females		
Type of lesion (AIS)^a	79 ABC 24 D			39 ABC 55 D		
	Min	Max	Mean ± SD	Min	Max	Mean ± SD
Age (yrs)	16	80	38 ± 15	18	82	40 ± 17
Height (cm)	151	189	173 ± 7	152	194	174 ± 8
Weight (kg)	43	101	73 ± 13	44	123	71 ± 14
Schooling (yrs)	2	18	11 ± 3	3	18	12 ± 3
Length of stay (days)^δ	11	350	99 ± 58	1	342	122 ± 69
Time since injury-adm (days)^γ	7	121	27 ± 25	6	205	34 ± 32
Time since injury-dis (days)^ψ	21	358	126 ± 60	9	374	156 ± 81

^a The American Spinal Injury Association Impairment Scale

^δ Length of stay in intensive rehabilitation (including acute care)

^γ Time since injury at admission

^ψ Time since injury at discharge

Table 2: Descriptive statistics of upper limb range of motion (ROM) for 3 specific joints at admission and discharge from intensive rehabilitation according to the type of injury (tetraplegia and paraplegia) and the severity of injury (AIS ABC and D)

Joint – Movements (ROM reference in degrees)	AIS ^a	Paraplegia (n = 103)			AIS ^a	Tetraplegia (n = 94)		
		Mean ± SD				Mean ± SD		
		Admission	Discharge	Difference		Admission	Discharge	Difference
Shoulder								
Flexion (150°)	Total (n=102)	167 ± 19*	171 ± 17*	4 ± 13 ^ϕ	Total (n= 92)	141 ± 27 *	151 ± 31	11 ± 28 ^ϕ
	ABC (n =78)	166 ± 21 *	170 ± 19 *	4 ± 14 ^ϕ	ABC (n=38)	133 ± 31*	151 ± 39	17 ± 30 ^ϕ
	D (n= 24)	172 ± 14 *	174 ± 10 *	3 ± 9 ^ϕ	D (n=54)	146 ± 23	152 ± 25	6 ± 25
Abduction (180°)	Total (n=101)	158 ± 30*	165 ± 26*	6 ± 21 ^ϕ	Total (n=92)	123 ± 32 *	135 ± 39 *	12 ± 39 ^ϕ
	ABC (n =77)	156 ± 32 *	163 ± 28 *	6 ± 22 ^ϕ	ABC (n=38)	120 ± 31 *	141 ± 40*	21 ± 37 ^ϕ
	D (n=24)	166 ± 20 *	172 ± 17 *	7 ± 18 ^ϕ	D (n=54)	126 ± 33 *	131 ± 38 *	5 ± 39
Med Rotation (90 °)	Total (n=102)	69 ± 8*	70 ± 9*	1 ± 10	Total (n=92)	68 ± 10 *	65 ± 12 *	-3 ± 13
	ABC (n =78)	69 ± 8 *	69 ± 9 *	1 ± 10	ABC (n=38)	66 ± 10 *	69 ± 9 *	3 ± 12
	D (n=24)	69 ± 5 *	72 ± 8 *	4 ± 8 ^ϕ	D (n=54)	69 ± 10 *	62 ± 13 *	-7 ± 13 ^ϕ

		Paraplegia (n = 103)			AIS ^a	Tetraplegia (n = 94)		
		Mean ± SD				Mean ± SD		
		Admission	Discharge	Difference		Admission	Discharge	Difference
Shoulder								
Lat Rotation (90°)	Total (n=102)	85 ± 15*	86 ± 13*	1 ± 6	Total (n=91)	73 ± 23 *	73 ± 25 *	0 ± 23
	ABC (n=78)	84 ± 17 *	86 ± 15 *	1 ± 7	ABC (n=37)	63 ± 28 *	73 ± 28*	9 ± 24 ^ϕ
	D (n=24)	88 ± 6	89 ± 5	1 ± 5	D (n=54)	80 ± 16 *	73 ± 23 *	-7 ± 21 ^ϕ
Elbow								
Flexion (140 °)	Total (n=100)	149 ± 6*	148 ± 6*	0 ± 5	Total (n=93)	146 ± 9*	147 ± 9*	1 ± 7
	ABC (n =76)	149 ± 5 *	148 ± 6 *	-1 ± 5	ABC (n=39)	146 ± 9 *	146 ± 11 *	-1 ± 9
	D (n=24)	147 ± 8 *	147 ± 6 *	0 ± 4	D (n=54)	146 ± 9 *	147 ± 7 *	2 ± 5 ^ϕ
Extension (0 °)	Total (n= 100)	0 ± 6	0 ± 6	0 ± 2	Total (n=93)	-2 ± 9 ^{a*}	-2 ± 8 ^a	0 ± 4
	ABC (n=76)	1 ± 4 *	1 ± 4	0 ± 2	ABC (n=39)	-2 ± 10 ^a	-3 ± 11 ^a	0 ± 4
	D (n=24)	-2 ± 11	-2 ± 10	0 ± 1	D (n=54)	-2 ± 8 ^a	-1 ± 5 ^a	1 ± 5

		Paraplegia (n = 103)				Tetraplegia (n = 94)		
		Mean ± SD			AIS ^a	Mean ± SD		
		Admission	Discharge	Difference		Admission	Discharge	Difference
Wrist								
Flexion (60 °)	Total (n=101)	85 ± 11*	85 ± 10*	1 ± 12	Total (n=90)	82 ± 11*	80 ± 15*	-2 ± 12
	ABC (n =77)	85 ± 11 *	86 ± 11 *	1 ± 13	ABC (n=39)	83 ± 14 *	78 ± 19 *	-6 ± 13 ^ϕ
	D (n=24)	86 ± 10 *	85 ± 6 *	1 ± 7	D (n=51)	80 ± 9 *	82 ± 11 *	1 ± 10
Extension (60 °)	Total (n=101)	71 ± 14 *	73 ± 11 *	2 ± 15	Total (n=91)	69 ± 12 *	71 ± 12 *	2 ± 12
	ABC (n =77)	71 ± 15 *	73 ± 12 *	2 ± 17	ABC (n=39)	71 ± 14 *	74 ± 15 *	3 ± 12
	D (n=24)	72 ± 10 *	73 ± 8 *	3 ± 6	D (n=52)	68 ± 11*	69 ± 10 *	1 ± 12

^a The American Spinal Injury Association Impairment Scale

* p-values < .05 for t-tests between mean ROM in degrees and reference values

^a negative values represent hyperextension of the elbow

^φ p-values < .05 for t-tests between admission and discharge

Table 3: Proportion of participants with tetraplegia who showed a ‘*discharge abnormal ROM*’^γ according to the status of ROM changes during the intensive rehabilitation

Movements (ROM reference in degrees)	AIS ^α	Status of ROM changes at discharge								p-value ^ρ
		Total		Decreased		Stable		Increased		
				ROM		ROM		ROM		
		Abnormal ^γ		Abnormal ^γ		Abnormal ^γ		Abnormal ^γ		
Shoulder		n	(%) ^ϕ	n	(%) ^ϕ	n	(%) ^ϕ	n	(%) ^ϕ	
Flexion (150°)	ABC	13	(35.1)	8	(100.0)	1	(16.7)	4	(17.4)	.000 [*]
Abduction (180°)	ABC	22	(59.5)	8	(100.0)	3	(42.9)	11	(50.0)	.029 [*]
Med Rotation (90 °)	ABC	35	(94.6)	8	(100.0)	16	(100.0)	11	(84.6)	.142 [*]
Lat Rotation (90 °)	ABC	14	(38.9)	5	(100.0)	3	(16.7)	6	(46.2)	.003 [*]
Flexion (150°)	D	22	(43.1)	9	(69.2)	5	(35.7)	8	(33.3)	.088
Abduction (180°)	D	37	(72.5)	14	(100.0)	6	(60.0)	17	(63.0)	.026 [*]
Med Rotation (90 °)	D	51	(100.0)	22	(100.0)	26	(100.0)	3	(100.0)	--
Lat Rotation (90 °)	D	25	(49.0)	16	(100.0)	2	(8.3)	7	(63.6)	.000 [*]

Movements (ROM reference in degrees)	AIS ^α	Status of ROM changes at discharge								
		Total		Decreased		Stable		Increased		p-value ^ρ
				ROM		ROM		ROM		
		Abnormal ^γ	Abnormal ^γ	Abnormal ^γ	Abnormal ^γ	Abnormal ^γ				
Elbow										
Flexion (140 °)	ABC	7	(18.4)	5	(50.0)	0	(0.0)	2	(28.6)	.003
Extension (0 °)	ABC	6	(15.8)	2	(66.7)	4	(11.8)	0	(0.0)	.040*
Flexion (140 °)	D	8	(15.7)	1	(50.0)	5	(15.2)	2	(12.5)	.385
Extension (0°)	D	3	(5.9)	0	(0.0)	1	(2.1)	2	(66.7)	.000*
Wrist										
Flexion (60 °)	ABC	5	(13.2)	5	(25.0)	0	(0.0)	0	(0.0)	.075
Extension (60 °)	ABC	5	(13.2)	4	(44.4)	0	(0.0)	1	(5.9)	.006*
Flexion (60 °)	D	2	(4.1)	2	(16.7)	0	(0.0)	0	(0.0)	.040*
Extension (60 °)	D	5	(10.0)	3	(21.4)	1	(5.9)	1	(5.3)	.243

^γ Abnormal ROM: range of motion lower than the reference value (AMA, Norkin and White)

^α The American Spinal Injury Association Impairment Scale

^φ Percentage of participants with abnormal ROM at discharge

^ρ p-value for test of association between the ROM abnormality (%) and ROM changes (decreased, stable, increased) at discharge

* Significant p-value (p < .05)

Table 4: Presence of pain at upper limb movements at discharge for tetraplegia within each status of ROM changes during intensive rehabilitation

Movements	AIS ^a	Total		Status of ROM changes at discharge						p-value ^p
				Decreased		Stable		Increased		
				ROM		ROM		ROM		
				Pain		Pain		Pain		
Shoulder		n	(%) ^ϕ	n	(%) ^ϕ	n	(%) ^ϕ	n	(%) ^ϕ	
Flexion	ABC	22	(59.5)	7	(87.5)	3	(50.0)	12	(52.2)	.188
Abduction	ABC	21	(56.8)	7	(87.5)	2	(28.6)	12	(57.1)	.068
Med Rot	ABC	8	(21.6)	1	(12.0)	4	(25.0)	3	(23.1)	.772
Lat Rot	ABC	9	(25.0)	3	(60.0)	3	(16.7)	3	(23.1)	.138
Flexion	D	33	(64.7)	13	(100.0)	7	(50.0)	13	(54.2)	.008**
Abduction	D	38	(74.5)	14	(100.0)	6	(60.0)	18	(66.7)	.034*
Med Rot	D	24	(47.1)	14	(63.6)	7	(26.9)	3	(100.0)	.007**
Lat Rot	D	27	(52.9)	15	(93.8)	5	(20.8)	7	(63.6)	.000**

Movements	AIS ^a	Status of ROM changes at discharge								p-value ^p
		Total		Decreased		Stable		Increased		
				ROM		ROM		ROM		
				Pain		Pain		Pain		
Elbow		n	(%) ^φ	n	(%) ^φ	n	(%) ^φ	n	(%) ^φ	
Flexion	ABC	0	(0.0)	0	(0.0)	0	(0.0)	0	(0.0)	-
Extension	ABC	0	(0.0)	0	(0.0)	0	(0.0)	0	(0.0)	-
Flexion	D	1	(2.0)	0	(0.0)	0	(0.0)	1	(6.3)	.328
Extension	D	2	(3.9)	0	(0.0)	0	(0.0)	2	(66.7)	.000
Wrist										
Flexion	ABC	7	(18.4)	4	(20.0)	2	(22.2)	1	(11.1)	.803
Extension	ABC	3	(7.9)	1	(11.1)	0	(0.0)	2	(11.8)	.471
Flexion	D	8	(16.3)	4	(33.3)	0	(0.0)	4	(22.2)	.035
Extension	D	6	(12.0)	2	(14.3)	1	(5.9)	3	(15.8)	.628

^a The American Spinal Injury Association Impairment Scale

^φ Percentage of participants with pain at discharge

^p p-value for test of association between pain and ROM changes (decreased, stable, increased) at discharge for each movements

5.2 Résultats complémentaires

Les résultats caractérisant les AAs aux membres supérieurs et les changements obtenus pendant la RFI chez les individus tétraplégiques et paraplégiques ont été présentés dans l'article précédent. Cette section du mémoire porte maintenant sur l'aspect force musculaire et sur les autres variables liées aux modifications de l'AA. Considérant que les individus paraplégiques présentent généralement peu de limitations de leur force musculaire à la fin de la RFI, seuls les résultats des sujets tétraplégiques sont présentés dans cette section.

5.2.1 Force musculaire

Les résultats ont montré que la force musculaire aux membres supérieurs ne différait pas entre les deux côtés (t-test apparié; $p > 0.05$) et ce, pour tous les mouvements évalués au membre supérieur. Ainsi, les données présentées sont celles du côté droit uniquement. Tel qu'attendu, pour la majorité des mouvements, la force musculaire au congé de la RFI des personnes tétraplégiques ABC était plus faible que celle du groupe D. La force musculaire au poignet et en préhension de la main était particulièrement réduite chez le premier groupe de sujets. Toutefois, mise à part la force de préhension chez le groupe ABC, les deux groupes ont montré en moyenne des augmentations significatives de la force musculaire entre l'admission et le congé de la RFI (Tableau VI, Annexe V).

Le regroupement des changements de force musculaire en variables catégorielles (pertes-stabilité-gains) selon le critère 10% de différence pré-post RFI a révélé qu'à l'épaule, en moyenne, 3.3%, 19.5% et 77.2% des sujets tétraplégiques avaient respectivement des pertes, une stabilité et des gains de leur force musculaire avec la RFI. Les résultats étaient similaires au coude et au poignet, avec des valeurs de 0%, 32.9%, et 67.1%. Pour la préhension, seulement 55% des sujets ont amélioré leur force musculaire. Les participants du groupe D ont des améliorations de la force musculaire au cours de la RFI dans plus de 80% des cas et le nombre de sujets qui perdent de la force musculaire n'est pas différent

en proportion de l'ensemble du groupe. Seulement trois participants ont perdus de la force dans ce groupe.

5.2.2 Étude des relations entre les AAs et les autres aptitudes physiques

L'analyse des relations entre les changements de l'AA et la force musculaire (pertes-stabilité- gains) au cours de la RFI a révélé une association significative entre les deux aptitudes physiques pour quelques mouvements dont la flexion de l'épaule, la flexion et l'extension du coude et la flexion du poignet (chicarrés). Pour ces mouvements et pour la rotation latérale à l'épaule, les analyses corrélatives réalisées sur les données au congé ont montré que les sujets qui avaient le plus d'AA sont également ceux qui présentaient les forces musculaires les plus grandes. Pour les autres mouvements, l'association était faible et non significative.

La force musculaire et la douleur influençaient les changements d'AAs à l'épaule (sauf pour la rotation médiale) et la flexion du coude (ANOVA 1 voie sur les catégories gains, pertes et stabilité d'AAs pour le facteur force et douleur; $p < 0.05$). Les individus ayant une détérioration des AAs étaient plus faibles que ceux présentant une amélioration ou une stabilité de leurs AAs et ils avaient plus de douleur. Pour la rotation médiale à l'épaule, les résultats étaient différents. Les individus présentant une détérioration des AAs étaient ceux qui montraient les valeurs de force les plus élevées et la douleur n'était pas différente entre les catégories. L'augmentation des AAs en rotation médiale était plutôt influencée par l'augmentation de la force en extension et en adduction de l'épaule. Contrairement aux autres mouvements de l'épaule, la présence de déficiences secondaires avec plaies était un facteur influençant la rotation médiale (chi carré).

La comparaison des données des individus ayant des AAs normales et anormales a aussi révélé des résultats intéressants en lien avec les autres variables étudiées (force, douleur, autonomie fonctionnelle). Les participants ayant des AAs anormales se distinguent de ceux ayant des AAs normales par une force musculaire moindre à l'épaule, des scores

d'autonomie fonctionnelle du membre supérieur (soins personnels et transferts à la MIF) plus bas et plus de plaintes de douleur locale aux mouvements de l'articulation (t -tests; $p < 0.05$). Encore une fois, la rotation médiale faisait exception puisque ces variables ne différenciaient pas les deux groupes (AA normales et anormales). Les autres variables examinées; la présence de spasmes, de plaies, la douleur globale et le nombre de déficiences secondaires ne sont pas ressorties comme étant importantes pour expliquer les différences entre les deux groupes.

5.2.3 Contribution des aptitudes physiques à l'autonomie fonctionnelle

L'aptitude physique AA à l'épaule a été mise en lien avec deux variables reliées à l'autonomie fonctionnelle nécessitant l'usage du membre supérieur : soins personnels et transfert de la MIF. Prises isolément, les AAs à l'épaule au congé sont significativement associées à l'autonomie des participants ayant une tétraplégie. Cependant les relations sont faibles (coefficients de Pearson, $r < .39$). Lorsque des analyses multivariées sont utilisées pour expliquer la variance dans les scores d'autonomie, l'AA et la force musculaire à l'épaule sont celles qui expliquent les plus grandes parties de la variance dans les scores d'autonomie fonctionnelles (Tableau VII, annexe V). Les différents modèles obtenus avec l'approche « pas à pas » ('stepwise') expliquent de 50% à 80% de la variance des scores (R^2 ; Tableau VII, Annexe V). En parallèle avec la force musculaire, l'AA à l'épaule au congé est importante, plus que les spasmes, la douleur, les plaies, le nombre de déficiences secondaires et la perception de la douleur, pour expliquer ces deux variables d'autonomie.

6. Discussion

La discussion générale du mémoire abordera des notions qui n'ont pas été discutées dans le cadre de l'article sauf pour quelques résultats qu'il faudra rappeler. L'utilisation des bases de données en recherche, la force musculaire et les liens entre les aptitudes physiques (AA et force) et l'autonomie fonctionnelle en seront les principaux thèmes.

Cette étude aura permis de mettre en lumière les caractéristiques des changements physiques au membre supérieur lors de la RFI. Le but premier de la RFI est de redonner aux personnes ayant subi une lésion médullaire traumatique une autonomie permettant une réintégration sociale harmonieuse. Le développement des aptitudes physiques fait l'objet d'interventions majeures au plan quantitatif durant cette période et le changement attendu est une amélioration entre l'admission et le congé de la RFI. Nous sommes les premiers, à notre connaissance, à fournir une analyse approfondie des variations d'AA et de force pour chacun des mouvements au membre supérieur chez les blessés médullaires au cours de la RFI.

6.1 Base de données

La base de données des personnes ayant une lésion médullaire au Québec nous a permis de faire une étude sur 197 personnes ayant subi une lésion médullaire traumatique. Celles-ci ont été évaluées dans les deux centres spécialisés en lésion médullaire de la province. Le fait d'avoir une centralisation des soins en seulement deux centres spécialisés au Québec facilite la standardisation des approches cliniques et des procédures de recherche tout en permettant une diversité des participants. Ceux-ci provenaient de différentes régions de la province ce qui a amélioré la capacité de généraliser les données de l'étude à l'ensemble de la population du Québec. Habituellement, le petit nombre de sujets recrutés pour les études chez les blessés médullaires rend difficile toute généralisation des résultats. Le nombre de participants dans la présente étude a aussi permis d'établir des sous-groupes et d'avoir encore suffisamment de participants dans chacun des groupes.

Les caractéristiques des participants à l'étude telles que l'âge au moment du trauma, le type d'accident, la proportion d'hommes et de femmes et la proportion de participants ayant une tétraplégie par rapport à ceux ayant une paraplégie s'apparentent à ce que l'on retrouve dans la littérature sur les lésions médullaires. L'augmentation de l'âge au moment de l'accident est une tendance qui se confirme à l'échelle internationale (Noreau, 2004). L'organisation des soins des blessés médullaires sous forme de RFI est similaire à ce qui se fait aux États-Unis depuis l'organisation des 'Model Systems of care'. En Ontario et en Colombie-Britannique, les systèmes de réadaptation intensive sont aussi comparables. Toutefois, le Québec se distingue de ces systèmes de soins par la longévité du séjour en RFI. La moyenne québécoise de séjours pour les personnes ayant une tétraplégie se situe à 122 ± 69 jours et pour celles ayant une paraplégie, elle est à 99 ± 58 jours. Ces données sont supérieures à ce que l'on retrouve généralement dans la littérature, par exemple Tow et Kong (1998), Roth *et coll* (1990) et Benanito *et coll* (2004) rapportent un séjour de 51 jrs, 69 et 97 jours respectivement, pour la durée de la réadaptation chez des individus ayant une tétraplégie. La base de données utilisée comprend aussi des données de suivi (3mois, 1, 2 et 3 ans post-RFI) et pourra éventuellement servir pour des études longitudinales et comparatives dans de futures recherches.

6.2 Classification ASIA ABC et D

Même si les individus ayant une classification ASIA A, B ou C n'ont pas tous le même type d'atteintes, ils peuvent être regroupés parce qu'ils ont une perte motrice importante. C'est la fonction sensitive et des segments sacrés qui permet de dire que la lésion est incomplète ou complète. Pour ceux ayant la classification C, la fonction motrice est préservée mais la moitié de la musculature n'a pas une force supérieure à 3/5 au bilan musculaire manuel (BMM). Une telle force peut être suffisante pour combattre la gravité et accomplir des tâches mineures mais elle devient limitante pour accomplir des activités plus exigeantes tels que les transferts et manœuvrer le fauteuil roulant. Le regroupement des participants dans les deux catégories ABC et D permet donc de comparer les participants ayant un bon niveau de force musculaire et de fonction (ASIA D) avec ceux étant plus sévèrement atteints (ASIA ABC).

Nos résultats ont d'ailleurs démontré des différences importantes entre les deux groupes (ABC et D) en ce qui concerne les mesures de force à l'admission et au congé de la RFI. Les résultats des régressions ont aussi démontré que les facteurs de force qui influencent le plus les transferts et les soins personnels ne sont pas identiques pour les groupes ABC et D. Par contre, pour d'autres paramètres, les deux groupes ont présenté des résultats similaires.

6.3 Amplitudes articulaires

Les données de la présente étude montrent deux résultats importants associés au changement des AAs au cours de la RFI : les AAs du coude et du poignet récupèrent très bien alors que celles des épaules montrent des limites par rapport aux valeurs de référence qui représentent la normalité.

Au coude et au poignet, pour chacun des mouvements, les AAs moyennes sont similaires chez les participants ayant une tétraplégie (groupes ASIA ABC et D) et ceux ayant une paraplégie. Les AAs atteignent même des valeurs au-delà de celles de référence. Le type d'atteinte neurologique (paraplégie ou tétraplégie) n'est donc pas un facteur qui influence les AAs pour les articulations du coude et du poignet dans les premiers mois post-lésion. Pour le groupe ayant une tétraplégie, la sévérité de l'atteinte (ASIA ABC vs ASIA D), a peu d'impact sur les AAs moyennes au coude et au poignet. Il est suggéré que les mobilisations qui commencent suffisamment tôt après l'accident (lésion médullaire) réduisent les risques de contractures liées à l'immobilisation telles que décrites par Yarkony (1985, 1987). Pour sa part, Bryden (2004) a trouvé que 43% des lésions médullaires C5 et 63% des C6 avaient un manque d'extension du poignet et que cette restriction de mobilité pouvait se manifester dès le premier mois post-trauma. Les résultats de notre étude ne confirment pas un tel déficit d'AA, bien que, malgré une moyenne d'AA à 0° d'extension au coude, il y avait deux participants ayant une tétraplégie avec des AAs à -55 et à -63 degrés au début de la RFI. Une des deux personnes a gagné 31 degrés et la seconde s'est maintenue à -65 degrés d'extension au congé de la RFI.

Les AAs plus grandes que la normale observées pour certains sujets en extension du poignet pourraient être causées par un manque de résistance des muscles (hypotonicité) ou un manque de force musculaire due au dommage des motoneurones créés par une lésion médullaire (Bryden 2004). Le maintien de la mobilité aux poignets pourrait aussi être relié aux activités fonctionnelles réalisées telles que les tâches de transferts qui sollicitent une extension importante aux poignets (Gagnon *et coll*, 2008). Des AAs extrêmes aux poignets sont susceptibles d'augmenter les déficiences secondaires à cette articulation. Les effets à long terme de la sur-utilisation des membres supérieurs chez les blessés médullaires sont bien connus (Nyland, 2000).

À l'épaule, les résultats des AAs se distinguent par le fait qu'il existe une différence entre les participants ayant une tétraplégie et ceux ayant une paraplégie. Le changement des caractéristiques des tissus dû à l'immobilisation rapporté par Yarkony *et coll* (1985, 1987) pourrait fournir une explication. Ces auteurs ont rapporté que la diminution des hexosamines, laquelle concorde avec l'augmentation de la raideur des articulations, amène la perte de protéoglycans suite à l'immobilisation. Les protéoglycans sont donc en nombre insuffisant pour maintenir l'eau et assurer la lubrification de l'articulation. Il s'en suit le développement de tissus conjonctif fibreux anarchique au sein de la capsule et des structures environnantes contribuant aussi à augmenter les raideurs articulaires. Nos données suggèrent qu'il pourrait y avoir un développement progressif des pertes d'AAs avec une atteinte d'abord à l'épaule puis aux autres articulations du membre supérieur. Cela pourrait expliquer les contractures qui semblent augmenter avec le temps (post-lésion) au coude et au poignet (Bryden, 2004) et à l'épaule (Ballinger, 2000). Ces derniers auteurs ont étudié des contractures ou des diminutions d'AAs rapportées par des individus vivant dans la communauté (> 1 an post-lésion). D'autres auteurs (Gellman, 1994; Freehafer, 2000) parlent de l'obligation de recourir à la chirurgie (transferts de tendons) pour solutionner des troubles majeurs de déformations qui autrement sont irréversibles, après la première année post-lésion. Des études longitudinales devront être réalisées pour mieux documenter l'évolution ou les changements des AAs aux membres supérieurs post-lésion médullaire.

L'atteinte plus importante à l'épaule pourrait être une conséquence de la période initiale d'hospitalisation. En aigu, lors de la période d'alitement, il est probable que des mouvements soient produits majoritairement en distal (coude, poignet). Les chirurgies et les restrictions externes telles que les corsets, les collets cervicaux et les mécanismes de traction peuvent limiter certains mouvements à l'épaule dont la flexion et l'abduction de l'épaule. L'amplitude des changements observés chez les participants tétraplégiques lors de la RFI entre l'admission et le congé pourraient être expliquée par la récupération graduelle suite à l'élimination de ces facteurs. Il peut être présumé que la condition des participants serait stabilisée en début de RFI par comparaison à la période aiguë. Ces facteurs justifiant en partie notre choix de prendre les mesures en pré et post-RFI. Toutefois, en fin de RFI, la quantité d'amélioration ne permet pas d'atteindre les mesures de référence dans plus de 50% des cas pour trois mouvements sur quatre. Plusieurs auteurs suggèrent que des mouvements passifs ou actifs aux articulations doivent être faits d'une façon rigoureuse afin de prévenir les pertes d'AAs (Waters, 1991; Wang, 2004; Yarkony, 1985; Scott and Donovan, 1981).

Les déséquilibres musculaires autour des articulations sont aussi fréquemment soulevés pour expliquer les pertes AAs (Bryden 2004, Silfverskiold & Waters 1991). Étant donné que les AAs sont plus grandement affectées chez les sujets tétraplégiques que chez les sujets paraplégiques, on pourrait penser que les membres supérieurs des premiers sujets sont plus affectés par ce déséquilibre que ceux du deuxième groupe. Étant donné que les membres supérieurs chez les participants paraplégiques peuvent être considérés comme sains et que les mouvements d'abduction, de rotation médiale et de rotation latérale sont inférieurs aux valeurs de références, des études comparatives chez une population saine pourraient aider à comprendre les différences entre les valeurs de références et les valeurs mesurées chez les participants paraplégiques. Par ailleurs, bien que les déséquilibres musculaires puissent être en cause pour expliquer les mesures d'AAs passives et actives selon Bryden (2004), il faut souligner qu'ils ont probablement un impact plus important sur les AAs actives et la fonction du membre supérieur que sur les AAs passives utilisées dans la présente étude.

Étant donné que la paraplégie est une lésion médullaire sous le niveau T1, les membres supérieurs devraient demeurer sains. En ce sens, les AAs des membres supérieurs devraient être maintenues ou augmentées. Cependant les AAs des mouvements d'abduction, de rotation médiale et de rotation latérale demeurent inférieures aux valeurs de références. L'atteinte des muscles du tronc, dont le grand dorsal et le grand pectoral, n'est pas exclue chez les individus avec une paraplégie haute. L'atteinte de ces muscles pourrait expliquer les valeurs moyennes similaires (gains inférieurs à 4 degrés pour les rotations latérales et médiales et gain de seulement 6 degrés pour l'abduction) entre l'admission et le congé pour ces AAs de mouvements par un manque de stabilisation au tronc ou encore par un manque de contrôle du déplacement de l'humérus vers la rotation médiale en particulier, car ces grands muscles participent tous deux au mouvement de rotation médiale (Kapanji, 1980; Kendall, 1983; Netter, 1993). La douleur au mouvement pourrait aussi expliquer la similitude des AAs au congé et à l'admission chez les sujets paraplégiques.

La douleur locale influence tous les mouvements de l'épaule sauf celui de la rotation médiale. Trifitt *et coll.* (2004), arrivent aux mêmes conclusions avec le Shoulder Pain and Disability Index car les valeurs de cet index corrélaient avec la flexion, l'abduction et la rotation latérale mais pas avec la rotation médiale. Les analyses de notre étude ne permettent pas de tirer des conclusions plus détaillées sur d'autres facteurs contributifs aux pertes et aux changements d'AAs. En effet, aucune déficience secondaire n'est liée significativement à ces changements lors de la RFI. La spasticité et la douleur neurogène n'y participent pas non plus d'une façon significative.

La douleur est souvent associée aux diminutions d'AA à l'épaule. Silverskiold & Waters (1991) associent la douleur des personnes ayant une lésion médullaire avec la dégénérescence liée à l'âge et à la sur-utilisation (démontrée par Lal en 1998), mais aussi à toutes les conditions orthopédiques de l'épaule soient les tendinites de la coiffe des rotateurs, le syndrome d'abuttement, ainsi que les déséquilibres musculaires liés à la paralysie et la spasticité. Le mouvement articulaire accessoire et le mouvement physiologique sont jugés par ces auteurs comme étant inadéquats autant au mouvement passif qu'actif. Ils ajoutent aussi que les conditions inflammatoires telles que les synovites

ou les capsulites, observées fréquemment chez les blessés médullaires pourraient aussi être des causes.

Les déficiences secondaires ont une faible incidence dans notre étude. Les plaies de pression sont parmi les déficiences les plus importantes (Dalyan, 1998). À part les plaies de pression, la seule autre déficience secondaire significative trouvée par Dalyan (1998) chez les blessés médullaires en aigu, était la coexistence de trauma à la tête. Bien que quelques études (Ohry, 1978; Sipsky, 2006; Dalyan, 1998) rapportent des tendances aux contractures plus élevées chez les blessés médullaires ayant des déficiences secondaires telles que l'ossification hétérotopique ou les fractures des extrémités, aucune ne peut clairement identifier statistiquement l'importance de ces déficiences. D'ailleurs seules les plaies de pression démontrent une association avec les changements d'AAs au cours de la RFI dans notre étude. Outre les plaies de pression, toute une série de déficiences secondaires a été testée dans notre étude soit : les spasmes, les infections urinaires, l'hyperréflexie, la pyélonéphrite, les thrombophlébites, les infections et les embolies pulmonaires et la bradyarythmie.

La spasticité, évaluée avec l'échelle d'Ashworth, n'est pas significative donc elle n'apparaît pas comme étant une cause dans les pertes d'AA. La spasticité a été identifiée par certaines études comme étant une source possible de réduction ou de perte d'AA (Silfverskiöld & Waters, 1991; Ada, 2006). D'autres études ont démontré que la spasticité et les contractures ou la diminution des AAs n'étaient pas liées (O'Dwyer, 1996; Pandyan, 2003). Nos résultats sont donc en accord avec ces dernières. Les structures limitant les fins de mouvements sont d'ordre passives et la spasticité a un caractère plutôt dynamique (Pandyan, 2003). La relation entre les deux éléments n'est probablement pas si évidente et n'est pas statistiquement démontrée. L'échelle d'Ashworth est plutôt une évaluation de la résistance à l'étirement qu'une véritable mesure de la spasticité, c'est-à-dire un réflexe d'étirement tel que décrit par Lance en 1980. Quoi qu'il en soit, ni l'échelle d'Ashworth, ni le réflexe d'étirement n'associent les AAs et la spasticité aux membres supérieurs.

6.4 Force musculaire

La force musculaire est très importante pour la fonction. Généralement, la force musculaire augmente entre l'admission et le congé. Les résultats de notre étude ne dénombrent qu'un faible pourcentage d'individus ayant eu des pertes de force de plus de 10%. Aucun des individus n'a perdu de force au coude et au poignet, alors que 67 % s'amélioraient. L'importance de la RFI se doit d'être mise en valeur quoique l'augmentation de la force musculaire peut aussi être due à la récupération neurologique naturelle qui peut se poursuivre jusqu'à 2 ans post lésion (Waters, 1995, 1997). La proportion d'augmentation liée à la force ou à la récupération neurologique naturelle n'est pas encore bien connue (Drolet, 1999).

Dans l'étude actuelle, les mouvements les plus faibles sont la préhension et l'extension du coude, avec des valeurs moyennes au congé inférieures à 5 N et 5 Nm, respectivement. Pour la préhension, seulement la moitié du groupe a une augmentation de force musculaire. Tel qu'attendu, les individus classés ASIA ABC ont moins de force que les individus classés ASIA D, particulièrement en distal au membre supérieur (poignet et main). Compte tenu de leur importance pour la fonction du membre supérieur, la rééducation des muscles de la main fait partie intégrante des traitements en RFI. Il est possible que la complexité musculaire de cet organe et l'atteinte neurologique rende difficile la rééducation et exigent de développer de nouveaux programmes de réadaptation plus intenses et spécifiques aux activités de préhension et à la fonction de la main.

Des liens entre la force et les AAs ont été démontrés avec des clientèles diversifiées. Par exemple, Wang *et coll* (2004) ont démontré que chez les individus atteints de dystrophie, il y avait des contractures et des pertes d'AA qui pourraient être la conséquence de la faiblesse musculaire. Toutefois, nos études corrélatives indiquent que la force musculaire est associée modérément aux AAs correspondantes à l'épaule (35 à 50% de la variance des AAs est expliquée par la force). Cette association n'existe pas pour la rotation médiale. Les AAs en rotation médiale ne sont pas liées à la force musculaire de rotation médiale mais à

la force d'extension et d'adduction de l'épaule. Nous n'avons pas d'explications actuellement sur les raisons de ce résultat.

6.5 Autonomie fonctionnelle

Les analyses de régressions confirment notre hypothèse selon laquelle la fonction a une relation avec la force et les AAs au membre supérieur pour les individus ayant une tétraplégie. Ballinger *et coll* (2000) avaient relevé des associations entre des diminutions d'AA et les activités de soins personnels à la MIF chez les blessés médullaires dû à un traumatisme à plus d'un an post trauma. Selon nos résultats, l'AA la plus importante serait celle en rotation médiale (analyses de régression multiples). Rappelons que les moyennes d'AAs entre le congé et l'admission sont très stables pour ce mouvement mais que les AAs sont anormales par rapport aux mesures de références. Parmi les divers mouvements étudiés et répertoriés par Norkin & White (2002), la plus grande rotation médiale utile atteint 23 degrés pour l'activité « boire avec un verre » (Norkin & White, 2002). Les activités fonctionnelles sont d'abord et avant tout reliées à une combinaison de mouvements au membre supérieur dont fait partie la rotation médiale. Considérant ces données, une rotation médiale de 70 degrés (moyenne de notre étude) devrait permettre de pouvoir utiliser les amplitudes fonctionnelles aisément. Triffitt (1998) a aussi trouvé, dans une étude avec les blessés médullaires traumatiques, que les AVQ corrélaient avec l'AA en rotation médiale. Alors qu'il est reconnu que les AA de flexion et d'abduction soient bien importantes pour les mouvements effectués au-dessus de la tête (mouvement d'atteinte « reaching »), l'importance de la rotation médiale demeurerait méconnue. Cette variable, l'AA en rotation médiale, pourrait apporter une meilleure distinction entre les individus que les autres AAs ce qui expliquerait qu'elle soit sélectionnée dans les analyses multivariées. Par ailleurs, il demeure à être précisé de quelle façon l'AA passive est réellement associée aux activités fonctionnelles qui sollicitent habituellement des AAs bien en deçà des AAs passives.

La force des extenseurs de l'épaule s'avère essentielle lors des activités évaluées avec la MIF (soins personnels et transferts). Les soins personnels nécessitent aussi une bonne force

en adduction de l'épaule mais seulement pour le groupe ASIA ABC. L'extension de l'épaule est révélée par Benanito (2004) comme étant essentielle à l'activité de l'alimentation (53 % de la variance) et pour l'utilisation des toilettes (22 % de la variance). Notre étude démontre que l'extension de l'épaule explique jusqu'à 76 % de la variance des transferts chez les individus tétraplégiques classés ABC, ce qui est très important. La force moyenne d'extension de l'épaule est supérieure aux autres mouvements au congé (tableau VI, annexe V). Lors des transferts, la force d'extension pourrait avoir une certaine importance pour la stabilisation de l'épaule lors de la mise en charge sur les poignets ou encore pour stabiliser les déplacements antéropostérieurs afin de compléter la manœuvre de façon sécuritaire. Pour le groupe ASIA D, c'est la force en flexion de l'épaule qui prédomine en importance tant pour les transferts que pour les soins personnels. Les deux groupes (ASIA ABC et ASIA D) présentent donc des différences en termes des groupes de muscles les plus associés aux transferts. Les études futures devront tenter d'expliquer ces résultats et en identifier l'importance pour le clinicien.

Malgré la faible occurrence des déficiences secondaires chez nos participants, ces dernières entrent dans nos modèles de régression pas à pas comme première variable dans les transferts, expliquant 40 % de la variance chez les sujets ayant une tétraplégie. Ces résultats renforcent l'idée que la prévention de telles déficiences doit continuer d'être une ligne de conduite essentielle en soins aigus et de réadaptation.

6.6 Limites

Pour les personnes ayant une tétraplégie traumatique la différence entre les niveaux de lésion C1-C4 ou C5 C6 ou C7-C8 est importante. Notre étude inclut tous les niveaux de lésion mais les groupes ont été construits selon la classification ASIA. Elle est une des rares études à notre connaissance à avoir utilisé le regroupement des classifications A, B et C ensemble et la classification D indépendante. Les résultats de cette étude sont donc difficiles à comparer avec les études antérieures. Les mesures de références choisies pour comparer les AAs, c'est-à-dire celles de l'American Medical Association (AMA) pourraient ne pas être les meilleures dans le contexte des lésions médullaires. Bien que

choisies pour leurs valeurs car elles favorisent la fonction, elles peuvent avoir mené à des résultats défavorables à l'épaule en augmentant le nombre d'anormalité d'AA (voir article). Les AAs de la ceinture scapulaire, de la pronation, de la supination et des doigts n'ont pas été étudiées, alors qu'elles ont une importance certaine pour les activités fonctionnelles. La base de donnée ne contenait pas ces informations. Pour les mesures fonctionnelles globales chez les blessés médullaires tétraplégiques, le score total de la MIF ne peut être utilisé car seulement les membres supérieurs ont été analysés. Une mesure spécifique pour les lésions médullaires causant la tétraplégie serait mieux adaptée aux analyses réalisées dans la présente étude. Les différences pré et post RFI pour les scores MIF n'ont pas été déterminés alors que ces données étaient disponibles dans la base de données, mais des analyses détaillées de la MIF ne faisaient pas parti des objectifs de cette étude. De même, les analyses détaillées de la force musculaire, incluant les différentes composantes de la force musculaire telles que les composantes passives, actives et réflexes de la contraction musculaire ne faisaient pas l'objet de cette étude sur les changements cliniques survenant lors de la RFI. Une telle analyse pourrait permettre une meilleure compréhension des changements cliniques obtenus entre l'admission et le congé de la RFI. Toutefois ces données musculaires ne font pas parti de la base de données cliniques sur les lésions médullaires (Base de données du Groupe de recherche clinique sur l'adaptation-réadaptation de la personne ayant une lésion médullaire).

6.7 Recherches futures

L'importance de la rotation médiale pour les activités fonctionnelle est surprenante car peu d'AA dans cette direction de mouvement est nécessaire dans les activités courantes. Comme ce mouvement s'est révélé important dans certaines analyses de cette étude et que les causes de la relation ne sont pas claires, d'autres études seront nécessaire pour clarifier ou expliquer le rôle de la rotation médiale pour la fonction. De plus, les raisons des faibles changements d'AAs au cours de RFI, résultant même à des amplitudes anormales, la faiblesse des corrélations avec les autres mouvements et avec la force musculaire sont autant de raisons qui justifient une compréhension plus grande de ce mouvement et des structures passives et actives qui le modulent.

Les positions d'évaluation diffèrent entre les évaluations des AAs et celles de la force musculaire. Une harmonisation de ces positions pourrait ouvrir la voie à des études plus précises sur les liens entre les AAs, la force et l'autonomie fonctionnelle fonction.

Finalement, les données de la banque devraient être utilisées pour analyser l'évolution ou les changements des aptitudes physiques survenant avec le temps et déterminer, par exemple, si celles-ci peuvent être prédites à partir des scores obtenus au congé. Il serait aussi intéressant de déterminer si les liens entre les aptitudes physiques et la fonction se maintiennent dans le temps ou bien si d'autres facteurs deviennent plus importants à considérer.

7. Conclusion

Les personnes ayant subi une lésion médullaire font face à une transformation majeure de leur vie. La RFI est une étape importante qui permet d'optimiser la récupération de certaines aptitudes physiques et de développer de nouvelles capacités. La présente étude a permis d'augmenter les connaissances sur les changements des AAs et de la force musculaire des personnes ayant une lésion médullaire au cours de la RFI. Le niveau d'association entre les changements d'AAs et de force musculaire a été étudié et ces deux éléments ont été mis en lien avec l'autonomie fonctionnelle.

Cette étude se démarque des autres études par l'approche utilisée pour analyser les changements des aptitudes physiques. Les changements ont été étudiés pour chacun des mouvements du membre supérieur et en catégorisant en gain, perte ou stabilité les AAs de ces mouvements entre l'admission et le congé de la RFI. De même, le regroupement des lésions médullaires selon la classification ASIA a rendu certains résultats plus spécifiques à chacun des groupes ayant des caractéristiques d'autonomie fonctionnelle différentes (ABC et D). Les hypothèses de cette étude qui stipulaient que le type et la sévérité des lésions affecteraient les changements de certaines aptitudes physiques se sont majoritairement vérifiées.

La majorité des pertes d'AA et des amplitudes anormales retrouvées en fin de réadaptation étaient à l'épaule. Cette articulation a beaucoup été étudiée dans les années post-lésion, rapportant que les restrictions de mobilité et la douleur sont des facteurs très fréquents chez les blessés médullaires. Les pertes en cours de RFI et le déficit d'AA à l'épaule au congé sont donc des éléments qui revêtent une grande importance. À travers les analyses, il a été démontré que les mouvements de l'épaule n'évoluent pas tous de la même façon au cours de la RFI. En particulier, le mouvement de rotation médiale se différencie sur plusieurs aspects dont un manque de mobilité (AA) chez une majorité de participants, voire même chez la totalité des ASIA D.

Les résultats de notre étude n'ont pas montré, pour les articulations du coude et du poignet, autant de changements et de déficits au congé qu'à l'épaule. De plus, les AAs et la force des articulations du coude et du poignet n'ont pas montré de relation avec l'autonomie fonctionnelle. Celle-ci a plutôt démontré des liens avec la force, les AAs de l'épaule et avec les déficiences secondaires. Il était d'ailleurs attendu que les déficiences secondaires et la douleur locale jouent un rôle plus important que celui observé, dans la modulation des AAs, de la force et de l'autonomie fonctionnelle.

La réadaptation des aptitudes physiques aux membres supérieurs lors de la RFI est donc d'une importance capitale pour favoriser le développement des capacités dans le but de fonctionner d'une façon optimale. Les cliniciens devront possiblement porter une importance particulière aux changements qui se produisent à l'épaule, particulièrement en rotation médiale, et aux pertes d'AA générales au membre supérieur chez les personnes ayant une lésion médullaire. De futures recherches devraient être développées pour mieux comprendre le rôle de la rotation médiale dans l'évolution fonctionnelle des personnes ayant une lésion médullaire. Le renforcement musculaire devra demeurer un objectif important de la RFI.

La recherche avait plutôt délaissé l'étude des AAs dans les dernières années, pour se consacrer davantage sur l'autonomie fonctionnelle. Étant donné que les gains fonctionnels sont liés aux aptitudes physiques, tel que démontré dans cette étude, il serait important d'améliorer la compréhension des changements qui surviennent aux AAs, et que les causes soient mieux établies. En plus des contractures, d'autres éléments qui occasionnent des diminutions de mobilité articulaire pourraient aider à expliquer davantage les changements observés. Les études devront aussi démontrer si les aptitudes physiques en fin de RFI se maintiennent dans le temps, après le congé de la RFI.

Bibliographie

1. Ada L, Goddard E, McCully J, Stavrinou T, Bampton J. Thirty minutes of positioning reduces the development of shoulder external rotation contracture after stroke: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2005;86(2):230-4.
2. Ada L, O'Dwyer N. Do associated reactions in the upper limb after stroke contribute to contracture formation? *Clinical Rehabilitation*. 2001;15(2):186-94.
3. Ada L, O'Dwyer N, O'Neill E. Relation between spasticity, weakness and contracture of the elbow flexors and upper limb activity after stroke: an observational study. *Disability & Rehabilitation*. 2006;28(13-14):891-7.
4. Agre J, Magness J, Hull S, Wright K, al e. Strength testing with a portable dynamometer: reliability for upper and lower extremities. *Arch Phys Med Rehabil*. 1987;68(454-458):454.
5. Aljure J, Eltorai I, Bradley WE, Lin JE, Johnson B. Carpal tunnel syndrome in paraplegic patients. *Paraplegia*. 1985 Jun;23(3):182-6.
6. American Medical Association. *Guides to the Evaluation of Permanent Impairment*. 3rd ed. Association AM, editor. Milwaukee; 1990.
7. American Spinal Injury Association. *Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury*. Chicago: ASIA; 1992 .
8. Amis AA, Miller JH. The elbow. *Clin Rheum Dis*. 1982 Dec;8(3):571-93.
9. Apple DJ. In: Fletcher GF, Banja JD, Wolf S, Jann BB, editors. *Rehabilitaiton Medicine*. Hagerstown, Maryland, USA: Lippincott Williams & Walkins; 1992. p. 463.
10. Association ASI. *International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury*, revised. Chicago, Il American Spinal Injury Association; 2002.
11. Badley E. Measures of functional ability (disability) in arthritis in relation to impairment of range of joint movement. *Annals of the Rheumatic Diseases*. 1984;43:563-9.
12. Ballinger DA, Rintala DH, Hart KA. The relation of shoulder pain and range-of-motion problems to functional limitations, disability, and perceived health of men with spinal cord injury: A multifaceted longitudinal study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2000;81(12):1575-81.
13. Bayley JC, Cochran TP, Sledge CB. The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *J Bone Joint Surg Am*. 1987 June 1;69(5):676-8.
14. Bedbrook G. Spinal injuries with tetraplegia and paraplegia. *J Bone Joint Surg Br*. 1979;61:267-84.
15. Bednarczyk J, Sanderson D. Comparison of functional and medical assessment in the classification of persons with spinal cord injury. *J Rehabil Res*. 1993;30(4):405-11.
16. Beninato M, O'Kane KS, Sullivan PE. Relationship between motor FIM and muscle strength in lower cervical-level spinal cord injuries. *Spinal Cord*. 2004;42(9):533-40.
17. Black N, Payne M. Improving the use of clinical database. *BMJ*. 2002;324:1194.
18. Blassingame WM, Bennett GB, Helm PA, Purdue GF, Hunt JL. Range of motion of the shoulder performed while patient is anesthetized. *Journal of Burn Care & Rehabilitation*. 1989 Nov-Dec;10(6):539-42.
19. Bohannon R. Manual muscle test scores and dynamometer test scores of knee extension strength. *Arch Phys Med Rehabil*. 1986;67:390-2.

20. Bohannon RW. Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1997;78(1):26-32.
21. Boninger ML, Impink BG, Cooper RA, Koontz AM. Relation between median and ulnar nerve function and wrist kinematics during wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2004;85(7):1141-5.
22. Bonutti PM, Windau JE, Ables BA, Miller BG. Static progressive stretch to reestablish elbow range of motion. *Clinical Orthopaedics & Related Research*. 1994 Jun(303):128-34.
23. Boone DC, Azen SP, Lin C-M, Spence C, Baron C, Lee L. Reliability of Goniometric Measurements. *Physical Therapy*. 1978;58(11):1355-60.
24. Bosh A, Stauffer E, Nickel V. Incomplete traumatic quadriplegia: a ten-year review. *JAMA*. 1971;216:473-8.
25. Bravo PP. An assessment of factors affecting neurological recovery after spinal cord injury with vertebral fractures. *Paraplegia*. 1996;34:164-6.
26. Bravo-Payno P. Incidence and risk factor in the appearance of heterotopic ossification in spinal cord injury. *Paraplegia*. 1992;30(10):740-5.
27. Brown P, Marino R, Herbison G, Ditunno J. The 72-hours examination as a predictor of recovery in motor complete quadriplegia. *Arch Phys Med Rehabil*. 1991;72:546-8.
28. Bryden AM, Kilgore KL, Lind BB, Yu DT. Triceps denervation as a predictor of elbow flexion contractures in C5 and C6 tetraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2004;85(11):1880-5.
29. Burchiel KJ, Hsu FP. Pain and spasticity after spinal cord injury: mechanisms and treatment. *Spine*. 2001 Dec 15;26(24 Suppl):S146-60.
30. Burns SP, Breuninger A, Kaplan C, Marin H. Hand-held dynamometry in persons with tetraplegia: comparison of make- versus break-testing techniques. *Am J Phys Med Rehabil*. 2005 Jan;84(1):22-9.
31. Clarkson HM. Musculoskeletal assessment: joint range of motion and manual muscle strength. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2000.
32. Cohen M, Ditunno JJ, Donovan W, et al. A test of the 1992 International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. *Spinal Cord*. 1998;21:554-60.
33. Crowe J, MacKay-Lyons M, Morris H. A multi-centre, randomized controlled trial of the effectiveness of positioning on quadriplegic shoulder pain. *Physiotherapy Canada*. 2000;52(4):266-73.
34. Crozier K, Graziani V, Ditunno J, Herbison G. Spinal cord injury: prognosis for ambulation based on sensory examination in patients who are initially motor complete. *Arch Phys Med Rehabil*. 1991;72:119-21.
35. Currier D, Mann R. Pain complaint: comparison of electrical stimulation with conventional isometric exercise. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1984;5(6):318-23.
36. Curt A, Lecl M, Dietz V. Functional outcome following spinal cord injury: significance of motor-evoked potentials and ASIA scores. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998;79:81-6.
37. Dalyan MM. Factors associated with contractures in acute spinal cord injury. *Spinal Cord*. 1998;36(6):405-8.

38. Dalyan MM. Upper extremity pain after spinal cord injury. *Spinal Cord*. 1999;37:191-5.
39. Daniels L, Worthingham C. Muscle testing: techniques of manual examination. 7th ed. Philadelphia: W. B. Saunders; 2002.
40. Dawe D, Curran-Smith J. Going through the motions. *Canadian Nurse*. 1994 Jan;90(1):31-3.
41. DeLisa JA. Rehabilitation medicine : principles and practice. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott; 1993.
42. DeLisa JA, editor-in-chief, Bruce M. Ganse, Nicolas E. Walsh me, William L. Bockenek... [et al.] , editors. Physical medicine and rehabilitation : principles and practice Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.
43. Ditunno J. The John Stanley Coulter Lecture. Predicting recovery after spinal cord injury: a rehabilitation imperative. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999;80:361-4.
44. Ditunno J, et al. Wrist extensors recovery in traumatic quadriplegia. *Arch Phys Med Rehabil*. 1987;68:287-90.
45. Ditunno J, Cohen M, Belikoff M, Herbison G. Recovery of upper extremity muscle following cervical spinal cord injury. *J Spinal Cord Med*. 1997;20:144.
46. Ditunno J, Cohen M, Formal C, Whiteneck G. Functional outcomes in spinal cord injury. In: Stovers L, DeLisa J, Whiteneck G, editors. *Spinal Cord Injury: Clinical Outcomes from the Model Systems*. Gaithersburg, Maryland Aspen Publishers 1995. p. 170-84.
47. Ditunno J, Cohen M, Hauck W, Jackson A, Sipski M. Recovery of upper-extremity strength in complete and incomplete tetraplegia: a multicenter study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000;81:389-93.
48. Ditunno J, Graziani V. Motor recovery and functional prognosis in spinal cord injury. *Rehabil Rep*. 1989 Sept 2007;5:1-4.
49. Ditunno J, Young W, Donovan W, Creasey G. The International Standards Booklet for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. American Spinal Injury Association. *Paraplegia*. 1994;32:70-80.
50. Ditunno JJ. New spinal cord injury standards. *Paraplegia*. 1992;30(2):90-1.
51. Ditunno JJ, Graziani V. Motor recovery and functional prognosis in spinal cord injury. *Rehabil Report*. 1992;5(5):1-4.
52. Ditunno JJ, Stover S, Freed M, Ahn J. Motor recovery of the upper extremities in traumatic quadriplegia: a multicenter study. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992;73:431--36.
53. Ditunno JJ, Young W, Donovan W, Creasey G. The international booklet for neurological and functional classification of spinal cord injury. *Paraplegia*. 1994;32:70-80.
54. Dodds TA, Martin DP, Stolov WC, Deyo RA. A validation of the functional independence measurement and its performance among rehabilitation inpatients. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1993 May;74(5):531-6.
55. Donnelly C, Eng JJ. Pain following spinal cord injury: the impact on community reintegration. *Spinal Cord*. 2004;43(5):278-82.
56. Dubendorf P. Spinal cord injury pathophysiology. *Critical Care Nursing Quarterly*. 1999;22(2):31-5.
57. Dvorak M, Fisher C, Hoekema J, Boyd M, Noonan V, PC W, et al. Factors predicting motor recovery and functional outcome after traumatic central cord synfrome. *Spine*. 2005;30:2303-11.

58. Field-Fote E, Fluet G, Schafer S, Schneider E, Smith R, Downey P, et al. The spinal cord injury functional ambulation inventory (SCI-FAI). *J Rehabil Med*. 2001;33:177-81.
59. Finnerup NB, Jensen TS. Spinal cord injury pain--mechanisms and treatment. *Eur J Neurol*. 2004 Feb;11(2):73-82.
60. Freehafer AA. Flexion and supination deformities of the elbow in tetraplegics. *Paraplegia*. [Case Reports]. 1977 Nov;15(3):221-5.
61. Freehafer AA. Elbow extension and flexion-supination deformities in tetraplegia. *J Hand Surg [Br]*. 2000 Aug;25(4):366-8.
62. Freeman J, Hobart J, Playford E, Undy B, Thompson A. Evaluating neurorehabilitation: lessons from routine data collection. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2005;76:723-8.
63. Fuhrer M. *Rehabilitation Outcomes: analysis and measurement*. Baltimore: P.H. Brookes Pub. Co; 1987.
64. Gagnon D, Nadeau S, Noreau L, Eng JJ, Gravel D. Trunk and upper extremity kinematics during sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008 Mar;23(3):279-90.
65. Gajdosik RL, Bohannon RW. Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Physical Therapy*. 1987 Dec;67(12):1867-72.
66. Gellman H. Late complications of the weight-bearing upper extremity in the paraplegic patient. *Clinical orthopaedics and related research*. 1988(233):132-5.
67. Gellman H, Kan D, Waters RL, Nicosia A. Rerouting of the biceps brachii for paralytic supination contracture of the forearm in tetraplegia due to trauma. *J Bone Joint Surg Am*. 1994 Mar;76(3):398-402.
68. Glasgow C, Wilton J, Tooth L. Optimal daily total end range time for contracture: resolution in hand splinting. *Journal of Hand Therapy*. 2003;16(3):207-18.
69. Granger C, Hamilton B, Linacre J, et al. Performance profiles of the functional independence measure. *Am J Phys Med Rehabil*. 1993;72:84-9.
70. Graves DE, Frankiewicz RG, Carter RE. Gain in functional ability during medical rehabilitation as related to rehabilitation process indices and neurologic measures. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999 Nov;80(11):1464-70.
71. Gregson JM, Leathley M, Moore AP, Sharma AK, Smith TL, Watkins CL. Reliability of the Tone Assessment Scale and the modified Ashworth scale as clinical tools for assessing poststroke spasticity. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999 Sep;80(9):1013-6.
72. Harris P. Editorial: The International Standards Booklet for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. *Paraplegia*. 1994;32:69.
73. Herbison G, Isaac Z, Cohen M, Ditunno J. Strength post-spinal cord injury: myometer vs manual muscle test. *Spinal Cord*. 1996;34(543-548):543.
74. Herbison G, Zerby S, Cohen M, Marino R, Ditunno J. Motor power differences within the first two weeks post-SCI in cervical spinal cord injured quadriplegic subjects. *J Neurotrauma*. 1992;9:373-80.
75. Hislop HJ, Montgomery J, editors. *Daniels and Worthingham's muscle testing : techniques of manual examination* Philadelphia, Toronto W.B. Saunders; 2002.

76. Horger MM. The Reliability of Goniometric Measurements of Active and Passive Wrist Motions. *Am J of Occupational Therapy*. [Reliability of measurement with goniometry]. 1990;44(4):342-8.
77. Horsley SA, Herbert RD, Ada L. Four weeks of daily stretch has little or no effect on wrist contracture after stroke: a randomised controlled trial [corrected] [published erratum appears in *AUST J PHYSIOTHER* 2008;54(1):38]. *Australian Journal of Physiotherapy*. 2007;53(4):239-45.
78. Hsieh JTC, Wolfe DL, Miller WC, Curt A. Spasticity outcome measures in spinal cord injury: psychometric properties and clinical utility. *Spinal Cord*. 2007;46(2):86-95.
79. Hussey R, Stauffer E. Spinal Cord Injury: Requirement for ambulation. *Arch Phys Med Rehabil*. 1973;54:544-7.
80. Hyde S, Scott O, Goddard C. Myometer: developpement of clinical tool. *Physiotherapy*. 1983;69:424-7.
81. Imle PC, Boughton AC. The physical therapist's role in the early management of acute spinal cord injury. *Topics in Acute Care & Trauma Rehabilitation*. 1987;1(3):32-47.
82. James MA, Khapchik V, O'Dell MA. Restoration of elbow extension in tetraplegia: posterior deltoid-to-triceps transfer when the deltoid is partially paralyzed. The Howard H. Steel Conference on Pediatric Spinal Cord Injury, Rancho Mirage, California, December 3-5, 1999. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*. 2000;6:213-4.
83. Johnston M, Keith R, SR H. Measurement standards for interdisciplinary medical rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992 Sept 2007;73:S3-S23.
84. Jonsson M, Tollback A, Gonzales H et al. Inter-rater reliability of the 1992 International Standards for Neurological and Functional Classification of Incomplete Spinal Cord Injury. *Spinal Cord*. 2000;38:675-9.
85. Kapandji IA. *Physiologie articulaire : schémas commentés de mécanique humaine*. 5e éd. ent. refondue. ed. Paris: Maloine; 1980.
86. Karamehmetoglu S, Karacan I, Elbasi N *et al*. The functional independence measure in spinal cord injured patients: comparison of questioning with observational rating. *Spinal Cord*. 1997;35:22-5.
87. Kavanagh BF, Linscheid RL. Extension contracture of the wrist: a case report. *Journal of Hand Surgery - American Volume*. [Case Reports]. 1983 Nov;8(6):946-9.
88. Kendall FP, McCreary EK, Kendall HO. *Muscles, testing and function*. 3rd edition ed. Baltimore: Williams and Wilkins; 1983.
89. Kendall H. *Muscles, testing and function*. 2nd ed. ed. Baltimore: Williams and Wilkins; 1971.
90. Kennedy P, Frankel H, Gardner B, Nuseibeh I. Factors associated with acute and chronic pain following traumatic spinal cord injuries. *Spinal Cord*. 1997;35(12):814-7.
91. Kim CM, Eng JJ, Whittaker MW. Level walking and ambulatory capacity in persons with incomplete spinal cord injury: relationship with muscle strength. *Spinal Cord*. 2004;42(3):156-62.
92. Kirshblum S. *Spinal Cord Medecine*. Kirshblum S, Campagnolo DI, DeLisa JA, editors. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2002.
93. Kirshblum S. *Rehabilitation of Spinal Cord Injury*. In: DeLisa JA, Gans BM, Walsh NE, editors. *Physical Medicine and Rehabilitation: Principles and Practice* 4 th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005. p. 1715-16.

94. Kirshblum SC, Priebe MM, Ho CH, Scelza WM, Chiodo AE, Wuermsler L-A. Spinal Cord Injury Medicine. 3. Rehabilitation Phase After Acute Spinal Cord Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2007;88(3, Supplement 1):S62-S70.
95. Kohlmeyer K, Yarkony GM. Functional outcome after Spinal Cord Injury Rehabilitation. In: Yarkony GM, editor. *Spinal Cord Injury Medical Management and Rehabilitation*. Gaithersburg, Maryland: Aspen Publishers, Inc.; 1994. p. 9-13.
96. Lal S. Premature degenerative shoulder changes in spinal cord injury. *Spinal Cord*. 1998;36:186-9.
97. Lazar R, Yarkony G, Ortolano D, et al. Prediction of functional outcome by motor capability after spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*. 1989;70:819-22.
98. Leclercq C. General assessment of the upper limb. *Hand Clinics*. 2003;19(4):557-64.
99. Long C, Lawton E. Functional significance of spinal cord lesion level. *Arch Phys Med Rehabil*. 1955 Sept 2007;46:249-55.
100. Lucas J, Ducker T. Motor classification of spinal cord injuries with mobility, morbidity and recovery indices. *Am Surg*. 1979;45:151-8.
101. Magee DJ. *Orthopedic physical assessment*. 4th ed. Philadelphia; Toronto: Saunders; 2002.
102. Magee DJ, editor. *Orthopedic physical assessment* 5th ed. St.Louis, Mo: Saunders Elsevier; 2008.
103. Mange K, Ditunno J, Herbison G, Jaweed M. Recovery of strength at the zone of injury in motor complete and motor incomplete cervical spinal cord injured patients. *Arch Phys Med Rehabil*. 1990;71(562-565):562.
104. Marino R, Huang M, Knight P, Herbison G, Ditunno JJ, Segal M. Assessing self-care status in quadriplegia: comparison of the quadriplegia index of function (QIF) and the functional independence measure (FIM). *Paraplegia*. 1993;31:225-33.
105. Marino R, Rider-Foster D, Maissel G, Ditunno J. Superiority of motor level over single neurological level in categorizing tetraplegia. *Paraplegia*. 1995;33:510-3.
106. Marino RJ, Ditunno JF, Jr., Donovan WH, Maynard F, Jr. Neurologic recovery after traumatic spinal cord injury: data from the Model Spinal Cord Injury Systems. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999 Nov;80(11):1391-6.
107. May LA, Burnham RS, Steadward RD. Assessment of isokinetic and hand-held dynamometer measures of shoulder rotator strength among individuals with spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1997;78(3):251-5.
108. Maynard F, Karunas R, D T, editors. Importance of neurologic impairment following spinal cord injury for rehabilitation program evaluation outcomes. ASIA sixteenth Annual Scientific Meeting; 1990; May.
109. Maynard FJ, Bracken M, Creasey G, Ditunno JJ, Donovan W, Ducker T, et al. International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. American Spinal Injury Association. *Spinal Cord*. 1997;35:266-74.
110. McClure PW, Blackburn LG, Dusold C. The use of splints in the treatment of joint stiffness: biologic rationale and an algorithm for making clinical decisions. *Physical Therapy*. 1994 Dec;74(12):1101-7.
111. McClure PW, Flowers KR. Treatment of limited shoulder motion using an elevation splint. *Phys Ther*. 1992 January 1, 1992;72(1):57-62.

112. Murray MP, Gore DR, Gardner GM, Mollinger LA. Shoulder motion and muscle strength of normal men and women in two age groups. *Clinical Orthopaedics & Related Research*. [Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.] 1985 Jan-Feb(192):268-73.
113. Nakamichi K, Tachibana S. Restricted motion of the median nerve in carpal tunnel syndrome. *Journal of Hand Surgery - British Volume*. 1995 Aug;20(4):460-4.
114. Netter FH, Woodburn RT, Crelin ES, Kaplan FS, et al. *Muskuloskeletal system*. Dingle R, editor. West Caldwell, N.J.: Ciba-Geigy; 1993.
115. New P, Lim T, Hill S, Brown D. A survey of pain during rehabilitation after acute spinal cord injury. *Spinal Cord*. 1997;35(10):658-63.
116. Nichols P, Norman P, Ennis J. Wheelchair users' shoulder? *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 1979;11:29-32.
117. Nigg BM, Nigg CR, Reinschmidt C. Reliability and validity of active, passive and dynamic range of motion tests. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1995 Jun;9(2):51-7.
118. Noreau L. Groupe de recherche clinique sur l'adaptation-réadaptation de la personne ayant une lésion médullaire. Évaluation des services médicaux et de réadaptation fournis aux personnes qui ont subi une blessure médullaire- Exploration des résultats et des interventions dans les phases préhospitalière, hospitalière et de réadaptation fonctionnelle intensive. Québec; Février 2003. Report No.: 1.
119. Noreau L. Évaluation des services médicaux et de réadaptation fournis aux personnes qui ont subi une blessure médullaire Analyses des résultats et des interventions dispensées dans les phases préhospitalière, hospitalière et de réadaptation: Groupe de recherche sur l'adaptation-réadaptation de la personne ayant une lésion médullaire. Québec; Février 2004. Report No.: 2.
120. Noreau L, Vachon J. Comparison of three methods to assess muscular strength in individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord*. 1998;36:716-23.
121. Norkin C, White D, editors. *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry*. Second ed. Philadelphia: F.A Davis Company; 1995.
122. Norkin CC, White DJ, editors. *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry*. Acquisitions editor: Margaret Biblis; Developmental Editor: Anne Seitz ed. Philadelphia, PA: F. A Davis Co.; 2003.
123. Nyland JJ. Preserving transfer independence among individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2000;38:649-57.
124. O'Dwyer NJ, Ada L, Neilson PD. Spasticity and muscle contracture following stroke. *Brain: A Journal of Neurology*. 1996;119(part 5):1737-49.
125. Ohry A, Brooks ME, Steinbach TV, Rozin R. Shoulder complication cause of delay in rehabilitation of spinal cord injured patients. *Paraplegia*. 1978;16:310-6.
126. Ojima H, Miyake S, Kumashiro M, Togami H, Suzuki K. Ranges of dynamic motion of the wrist in healthy young and middle-aged men. *Ergonomics*. [Comparative Study]. 1992 Dec;35(12):1467-77.
127. Ota T, editors. Disability in patients with spinal cord injury: measured by the Functional Independence Measure (abstract). *Proceeding of the Seventh World Congress of the International Rehabilitation Medicine Association* 1994; Washington DC.
128. Ottenbacher KJ, Hsu Y, Granger CV, Fiedler RC. The reliability of the functional independence measure: A quantitative review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1996;77(12):1226-32.

129. Ottenbacher KJ, Tomchek SD. Measurement variation in method comparison studies: an empirical examination. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. [Comparative Study]. 1994 May;75(5):505-12.
130. Pandya S, Florence JM, King WM, Robison JD, Oxman M, Province MA. Reliability of goniometric measurements in patients with Duchenne muscular dystrophy. *Phys Ther*. 1985 Sep;65(9):1339-42.
131. Pandyan AD, Cameron M, Powell J, Stott DJ, Granat MH. Contractures in the post-stroke wrist: a pilot study of its time course of development and its association with upper limb recovery. *Clinical Rehabilitation*. 2003;17(1):88-95.
132. Peat M. Functional anatomy of the shoulder complex. *Physical Therapy*. 1986 Dec;66(12):1855-65.
133. Powers CM, Newsam CJ, Gronley JK, Fontaine CA, Perry J. Isometric shoulder torque in subjects with spinal cord injury. *Arch of Phys Med & Rehabil*. 1994 Jul;75(7):761-5.
134. Priebe M, Waring W. The interobserver reliability of the revised American Spinal Injury Association standards for neurological classification of spinal injury patients. *Am J Phys Med Rehabil*. 1991;70:268-70.
135. Putzke JD. Predictors of pain 1 year post-spinal cord injury. *The journal of spinal cord medicine*. 2001;24:47-53.
136. Putzke JD, Richards JS, Hicken BL, Ness TJ, Kezar L, DeVivo M. Pain classification following spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2002;40:118-27.
137. Roth E, Lawler M, Yarkony G. Traumatic central cord syndrome: clinical features and functional outcomes. *Arch Phys Med Rehab*. 1990;71:18-23.
138. Rothman RH, 1936- , Simeone FA, 1936- editors. *The Spine* 3rd ed. Founding editors, Richard H. Rothman and Frederick A. Simeone. ed: Philadelphia ; Saunders, Montreal 1992.
139. Samuelsson KAM, Tropp H, Gerdle B. Shoulder pain and its consequences in paraplegic spinal cord-injured, wheelchair users. *Spinal Cord*. 2004;42(1):41-6.
140. Schonherr, et al. Functional outcome of patients with spinal cord injury: trhabilitation ourcome study. *Clin Rehabil*. 1999;13:457-63.
141. Schulte L, Roberts MS, Zimmerman C, Ketler J, Simon LS. A quantitative assessment of limited joint mobility in patients with diabetes. Goniometric analysis of upper extremity passive range of motion. *Arthritis & Rheumatism*. 1993 Oct;36(10):1429-43.
142. Schwartz S, Cohen M, Herbison G, Shah A. Relationship between two measures of upper extremity strength: manual muscle test compared to hand-held myometry. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992;73(1063-1068):1063.
143. Scott J, Donovan WH. The prevention of shoulder pain and contractures in the acute tetraplegic patient. *Paraplegia*. 1981;19:313-6.
144. Seneviratne C. Overnight splinting of the wrist in a neutral or extended position did not prevent contracture after stroke. *Evidence-Based Nursing*. 2007;10(3):86-.
145. Short FX, Winnick JP. Test items and standards related to flexibility/range of motion on the Brockport Physical Fitness Test. *Adapted Physical Activity Quarterly*. 2005;22(4):401-17.
146. Sidall PP. Pain following spinal cord injury. *JASP Newsletter*. 2000:3-7.

147. Siddall PJ, Taylor DA, Cousins MJ. Classification of pain following spinal cord injury. *Spinal Cord*. 1997;35:69-75.
148. Siddall PJ, Taylor DA, McClelland JM, Rutkowski SB, Cousins MJ. Pain report and the relationship of pain to physical factors in the first 6 months following spinal cord injury. *Pain*. 1999;81(1-2):187-97.
149. Sie I, Waters R. Outcomes Following Spinal Cord Injury. In: Lin VW, editor. *Spinal Cord Medicine: Principles and Practice*. New York: Demos Medical Publishing; 2003.
150. Sie I, Waters R, Adkins R, Gellman H. Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992 Jan;73(1):44-8.
151. Silfverskiold J, Waters RL. Shoulder pain and functional disability in spinal cord injury patients. *Clinical Orthopaedics & Related Research*. 1991 Nov(272):141-5.
152. Sinnott KA, Milburn P, McNaughton H. Factors associated with thoracic spinal cord injury, lesion level and rotator cuff disorders. *Spinal Cord*. 2000;38:748-53.
153. Sipski M, Richards J. Spinal Cord Injury Rehabilitation. *Am J Phys Med Rehabil*. April 2006;85(4):310-42.
154. Skold C, Levi R, Seiger Å. Spasticity after traumatic spinal cord injury: nature, severity, and location. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1999;80(12):1548-57.
155. Smith LN, Booth N, Douglas D, Robertson WR, Walker A, Durie M, et al. A critique of 'at risk' pressure sore assessment tools. *J Clin Nurs*. 1995 May;4(3):153-9.
156. Solveborn S-A, Olerud C. Radial Epicondylalgia (Tennis Elbow): Measurement of Range of Motion of the Wrist and the Elbow. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1996;23(4):251-7.
157. Spinner M, Strauchler I. Extension contracture of the wrist caused by fibrosis of the extensor carpi radialis longus muscle. *Bulletin - Hospital for Joint Diseases. [Case Reports]*. 1975 Oct;36(2):130-6.
158. Staas WEJ, Formal CS, al. e. Rehabilitation of the Spinal Cord Injured Patient. In: DeLisa JA, editor. *Rehabilitation medicine Principles and practice* 2nd edition ed. Philadelphia: J. B. Lippincott Company; 1993. p. 886.
159. Stauffer E. Neurologic recovery following injuries to cervical spinal cord and nerve roots. *Spine*. 1984;9(532).
160. Stineman M, Hamilton B, Goin J, al e. Functional gain and length of stay for major rehabilitation impairment categories :patterns revealed by function related groups. *Am J Phys Med Rehabil*. 1996;75:68-78.
161. Stover S. Functional independence. *Arch Phys Med Rehabil*. 1989;70:509.
162. Stover S. Classification standards for SCI, revised 1992 (editorial). *Arch Phys Med Rehabil*. 1992;79:783.
163. Surburg P, Suomi R, Poppy W. Validity and reliability of a hand-held dynamometer with two populations. *JOSPT*. 1992;16:229-34.
164. Tis LL, Perrin DH, Weltman A, Ball DW, Gieck JH. Effect of preload and range of motion on isokinetic torque in women. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1993 Sep;25(9):1038-43.
165. Tow A, Kong K. Central cord syndrome: functional outcome after rehabilitation. *Spinal Cord*. 1998;36:156-60.
166. Triffitt PD. The Relationship between Motion of the Shoulder and the Stated Ability to Perform Activities of Daily Living. *J Bone Joint Surg Am*. 1998 January 1;80(1):41-6.

167. Twist DJ. Effects of a wrapping technique on passive range of motion in a spastic upper extremity. *Physical Therapy*. 1985 Mar;65(3):299-304.
168. van der Woude LHV, Janssen TWJ, Veeger DJ. Background on the 3rd International Congress 'Restoration of (wheeled) mobility in SCI rehabilitation' : State of the art III. *JRRD*. [Guest editorial]. 2005;42(3, Supplement 1):vii-xiii.
169. Veltink PH, Hermens HJ, Ijzerman MJ, Nene AV. Development of a new method for objective assessment of spasticity using full range passive movements. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2005;86(10):1991-7.
170. Wadsworth CT, Krishnan R, Sear M, Harrold J, Nielsen DH. Intrarater Reliability of Manual Muscle Testing and Hand-held Dynametric Muscle Testing. *PHYS THER*. 1987 September 1, 1987;67(9):1342-7.
171. Wang HY, Ju YH, Chen SM, Lo SK, Jong YJ. Joint range of motion and limitations in children and young adults with spinal muscular atrophy. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2004;85(10):1689.
172. Ward RS, Hayes-Lundy C, Reddy R, Brockway C, Mills P. Influence of pressure supports on joint range of motion. *Burns*. 1992 Feb;18(1):60-2.
173. Waring WP, Maynard FM. Shoulder pain in acute traumatic quadriplegia. *Paraplegia*. 1991 Jan;29(1):37-42.
174. Waters R, Adkins R, J Y, I S. Profiles of spinal cord injury and neurologic recovery following gunshot *Clin Orthop*. 1991;267:14-21.
175. Waters R, Adkins R, Yakura J. Definition of complete spinal cord injury. *Paraplegia*. 1991;29:573-81.
176. Waters R, Adkins R, Yakura J, Sie I. Motor and sensory recovery following incomplete tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil*. 1994;75:306-11.
177. Waters R, Adkins R, Yakura J, Sie I. Motor and sensory recovery following incomplete paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil*. 1994;75:67-72.
178. Waters R, Yakura J, Adkins R, Sie I. Recovery following complete paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992;73:784-9.
179. Waters RL, Adkins RH, Yakura JS, Sie I. Motor and sensory recovery following complete tetraplegia. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1993 Mar;74(3):242-7.
180. Welch R, Loble S, O'Sullivan S, Freed M. Functional independence in quadriplegia: critical levels. *Arch Phys Med Rehab*. 1986 sept 2007;67:235-40.
181. Willig TN, Bach JR, Rouffet MJ, Krivickas LS, Maquet C. Correlation of flexion contractures with upper extremity function and pain for spinal muscular atrophy and congenital myopathy patients. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1995 Jan-Feb;74(1):33-8.
182. Woolsey R. Rehabilitation outcome following spinal cord injury. *Arch Neurol*. 1985 Sept 2007;42:116-9.
183. Wu L, Marino R, Herbison G, Ditunno JJ. Recovery of zero-grade muscles in the zone of partial preservation in motor complete quadriplegia. *Arch Phys Med Rehab*. 1992;73:40-3.
184. Yap CE. Pain during in-patient rehabilitation after traumatic spinal cord injury. *International journal of rehabilitation research*. 2003;79(11):1428.
185. Yarkony G. Benefits of rehabilitation for traumatic spinal cord injury. Multivariate analyses in 711 patients. *Archives of neurology*. 1987;44(1):93-6.

186. Yarkony G. Overview of Spinal Cord Injury Rehabilitation in the Acute Phase, the rehabilitation Team, and Classification of Spinal Cord Lesion. In: Md GMY, editor. Spinal Cord Injury Medical Management and Rehabilitation. Chicago, Ill: Aspen publication; 1994.
187. Yarkony G, Elliott J, Lovell L, Heinemann A, Katz R, Yeongchi W. Rehabilitation outcomes in complete C5 quadriplegia. Am J Phys Med Rehab. 1988;76:73-6.
188. Yarkony G, Roth E, Heinemann A, Lovell L. Rehabilitation outcomes in C6 tetraplegia. Paraplegia. 1988;26(177-185):177.
189. Yarkony GM. Contractures complicating spinal cord injury: incidence and comparison between spinal cord centre and general hospital acute care. Paraplegia. 1985;219(5):265-71.
190. Yarkony GM. Contractures. A major complication of craniocerebral trauma. Clinical orthopaedics and related research. 1987;219:93-6.

Annexe I. Classification des lésions médullaires selon le protocole d'évaluation de l'American *Spinal Injury Association* (ASIA)

CLASSIFICATION NEUROLOGIQUE STANDARD DES BLESSURES MÉDULLAIRES

MOTEUR

MUSCLES CLÉS

	D	G
C2		
C3		
C4		
C5		
C6		
C7		
C8		
D1		
D2		
D3		
D4		
D5		
D6		
D7		
D8		
D9		
D10		
D11		
D12		
L1		
L2		
L3		
L4		
L5		
S1		
S2		
S3		
S4-5		

0 = paralysie totale
1 = contraction palpable ou visible
2 = mouvement actif, gravité éliminée
3 = mouvement actif, contre gravité
4 = mouvement actif, contre une certaine résistance
5 = mouvement actif, contre une pleine résistance
NT = non testable

Fléchisseurs de la hanche
Extenseurs du genou
Dorsifléchisseurs de la cheville
Extenseurs du gros orteil
Fléchisseurs plantaires de la cheville

☐ Contraction anale volontaire (Oui / Non)

SCORE MOTEUR

TOTAUX ☐ + ☐ = (100)

SENSITIF

POINTS CLÉS SENSITIFS

0 = absent
1 = altéré
2 = normal
NT = non testable

TOUCHER LÉGER D G

PIQÛRE D G

Sensation anale (Oui / Non)

SCORE PIQÛRE

TOTAUX ☐ + ☐ = (max: 112)

SCORE TOUCHER LÉGER

TOTAUX ☐ + ☐ = (max: 112)

NIVEAUX NEUROLOGIQUES

Segment le plus caudal avec fonction normale

D G

SENSITIF

MOTEUR

COMPLÈTE OU INCOMPLÈTE?

Incomplète = Présence de fonction sensitive ou motrice à S4-S5

ÉCHELLE DE DÉFICIENCE ASIA

Segmenta partiellement préservés

D G

SENSITIF

MOTEUR

346-93 (révisé en janvier 97)

Cette formule peut être copiée librement mais ne devrait pas être altérée sans la permission de l'American Spinal Injury Association.

Classification neurologique standard des blessés médullaires. Formulaire d'évaluation selon l'American Spinal Cord Injury Association (ASIA)

Annexe II. Mesure de l'indépendance fonctionnelle

4.1 MESURE DE L'INDÉPENDANCE FONCTIONNELLE

CODE: _____

N I V E A U X	<i>Indépendance</i>		SANS AIDE
	7	Indépendance complète (temps raisonnable et sans danger)	
	6	Indépendance modifiée (aide technique)	AVEC AIDE
	<i>Dépendance modifiée</i>		
	5	Supervision	
	4	Aide minimale (sujet= 75% +)	
3	Aide moyenne (sujet=50%+)		
<i>Dépendance complète</i>			
2	Aide maximale (sujet=25%+)		
	1	Aide totale (sujet=0%+)	

Soins personnels		ADMISSION	CONGÉ
A	Alimentation	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
B	Soins de l'apparence	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C	Toilette personnelle	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
D	Habillage-haut du corps	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
E	Habillage -bas du corps	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
F	Utilisation des toilettes	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Contrôle des sphincters			
G	Contrôle de la vessie	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
H	Contrôle des intestins	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Mobilité (Transfert)			
I	Lit; chaise; Fauteuil roulant	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
J	Toilettes	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
K	Baignoire; douche	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Locomotion			
L	Marche/Fauteuil roulant	M <input type="checkbox"/> F <input type="checkbox"/>	M <input type="checkbox"/> F <input type="checkbox"/>
M	Escaliers	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Communications			
N	Compréhension	A <input type="checkbox"/> V <input type="checkbox"/> N <input type="checkbox"/>	A <input type="checkbox"/> V <input type="checkbox"/> N <input type="checkbox"/>
O	Expression	A <input type="checkbox"/> V <input type="checkbox"/> N <input type="checkbox"/>	A <input type="checkbox"/> V <input type="checkbox"/> N <input type="checkbox"/>
Comportement social			
P	Interaction social	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Q	Résolution de problèmes	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
R	Mémoire	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
TOTAL		<input type="text"/>	<input type="text"/>

Formulaire d'évaluation de la «Mesure de l'indépendance fonctionnelle», utilisé lors de la collecte des données

Annexe III. Positions d'évaluations lors de la collecte des données pour les amplitudes articulaires et la force musculaire



**Groupe de recherche clinique sur l'adaptation-réadaptation de la
personne ayant une lésion médullaire**

PROTOCOLE D'ÉVALUATION DES AMPLITUDES ARTICULAIRES MESURÉES AVEC UN GONIOMÈTRE STANDARD

UTILISÉ DANS LE CADRE DE

**L'ÉTUDE SUR L'ÉVALUATION DES SERVICES MÉDICAUX ET
DE RÉADAPTATION DISPENSÉS AUX PERSONNES AYANT UNE
LÉSION MÉDULLAIRE**



Groupe de recherche clinique sur l'adaptation-réadaptation de la personne ayant une lésion médullaire

MESURES DE L'AMPLITUDE ARTICULAIRE

ÉPAULE

FLEXION:

- Position de départ:** déc dorsal, bras le long du corps, rot neutre de l'épaule.
- Axe du gonio:** surface lat. du centre de la tête humérale, à 2.5 cm inférieur à la surface lat de l'acromion.
- Bras stable:** parallèle à la ligne médiane du tronc
- Bras mobile:** parallèle à l'axe longitudinal de l'humérus, pointant vers l'épicondyle latéral de l'humérus.
- Mesure:** mvent de l'omoplate et glénohuméral. 180°
- Compensation:** extension du tronc et abd de l'épaule.

EXTENSION: (SI NE PEUT FAIRE EN POS. ASSISE : N/E)

- Position de départ:** ASSIS, bras le long du corps, rot neutre de l'épaule, coude en flexion, SI gêné par le dossier ou le bras de chaise, faire une légère flexion latérale (translation) du tronc.
- Axe du gonio:** surface lat. du centre de la tête humérale, à 2.5 cm inférieur à la surface lat de l'acromion.
- Bras stable:** parallèle à la ligne médiane du tronc
- Bras mobile:** parallèle à l'axe longitudinal de l'humérus, pointant vers l'épicondyle latéral de l'humérus.
- Mesure:** mvent glénohuméral. 60°

Compensation: pivot antérieur de l'omoplate, élévation et abd de l'épaule, flex du tronc.

ABDUCTION:

Position de départ: déc dorsal, bras le long du corps, position neutre de rot. à 90° amène l'épaule en rot externe.

Axe du gonio: mi-distance des surfaces antérieure et postérieure de l'artic. gléno-humérale, à 1.3 cm inférieur et latérale à apophyse coracoid process.

Bras stable: parallèle au sternum

Bras mobile: parallèle à l'axe longitudinal de l'humérus.

Mesure: humérus bouge lat à 180°(mvent de l'omoplate et glénohuméral)

Compensation: flexion du tronc contralat., flex lat, élévation de l'omoplate et flexion de l'épaule.

ROTATION MÉDIALE (90°):

Position de départ: couchée en déc dorsal, bras à 90 d'abduction.

Axe du gonio: placé sur l'olécrane.

Bras stable: perpendiculaire au sol

Bras mobile: parallèle à l'axe longitudinal du cubitus pointant vers l'apophyse styloide cubitale.

Mesure: paume de la main est bougé vers le matelas. N=70°

Compensation: extension du coude, élévation et abduction de l'omoplate.

ROTATION LATÉRALE (90°):

Position de départ:	couchée en déc dorsal, bras à 90 d'abduction.
Axe du gonio:	placé sur l'olécrane.
Bras stable:	perpendiculaire au sol
Bras mobile:	pointant vers l'apophyse styloïde cubitale, parallèle à l'axe longitudinal du cubitus
Mesure:	90°
Compensation:	dépression et adduction de l'omoplate.

ROTATION MÉDIALE (60°):

Position de départ:	couchée en déc. dorsal, bras à 60° d'abduction, coude fléchi à 90°, avant-bras en position neutre de rotation.
Axe du gonio:	placé sur l'olécrane.
Bras stable:	perpendiculaire au sol
Bras mobile:	parallèle à l'axe longitudinal du cubitus pointant vers l'apophyse styloïde cubitale.
Mesure:	70°
Compensation:	élévation et abduction de l'omoplate.

ROTATION LATÉRALE (60°):

Position de départ:	couchée en déc. dorsal, bras à 60° d'abduction, coude fléchi à 90°, avant-bras en position neutre de rotation.
Axe du gonio:	placé sur l'olécrane.
Bras stable:	perpendiculaire au tronc
Bras mobile:	parallèle à l'axe longitudinal du cubitus pointant vers l'apophyse styloïde cubitale.
Mesure:	paume de la main est bougée vers l'extérieur. 90°
Compensation:	dépression et adduction de l'omoplate.

COUDE

FLEXION:

Position de départ:	déc dorsal, bras le long du corps, position neutre de pro-supination de l'avant-bras. Mettre petit rouleau, sous le coude.
Axe du gonio:	placé au niveau de l'épicondyle latéral de l'humérus
Bras stable:	parallèle à l'axe longitudinal de l'humérus pointant vers l'acromion
Bras mobile:	parallèle à l'axe longitudinal du radius pointant vers le styloïde radial.
Mesure:	150°

EXTENSION:

Position de départ:	déc dorsal, bras le long du corps, position neutre de pro-supination de l'avant-bras. Mettre petit rouleau, sous le coude.
Axe du gonio:	placé au niveau de l'épicondyle latéral de l'humérus
Bras stable:	parallèle à l'axe longitudinal de l'humérus pointant vers l'acromion
Bras mobile:	parallèle à l'axe longitudinal du radius pointant vers le styloïde radial.
Mesure:	0 à 10°

POIGNET**FLEXION:**

Position de départ:	déc dorsal, poignet en position neutre, doigts en légère extension
Axe du gonio:	placé au niveau du styloïde cubital
Bras stable:	parallèle à l'axe longitudinal du cubitus.
Bras mobile:	parallèle à l'axe longitudinal du 5ème méta.
Mesure:	80°

EXTENSION:

Position de départ:	déc dorsal, poignet en position neutre, doigts en légère extension
Axe du gonio:	placé au niveau du styloïde cubital
Bras stable:	parallèle à l'axe longitudinal du cubitus.
Bras mobile:	parallèle à l'axe longitudinal du 5ème méta.
Mesure:	70°



**Groupe de recherche clinique sur l'adaptation-réadaptation
de la personne ayant une lésion médullaire**

**PROTOCOLE D'ÉVALUATION DE LA FORCE MUSCULAIRE
AVEC LE DYNAMOMÈTRE MANUEL**

UTILISÉ DANS LE CADRE DE

**L'ÉTUDE SUR L'ÉVALUATION DES SERVICES MÉDICAUX ET
DE RÉADAPTATION DISPENSÉS AUX PERSONNES AYANT UNE
LÉSION MÉDULLAIRE**



**Groupe de recherche clinique sur l'adaptation-réadaptation
de la personne ayant une lésion médullaire**

ÉVALUATION AVEC MYOMÈTRE

FLEXION DU COUDE

POSITION DU SUJET	POSITION DU SEGMENT TESTÉ	STABILISATION MANUELLE	POSITION DU DYNAMOMÈTRE
Décubitus dorsal	Bras le long du corps, coude fléchi à 90°, avant-bras en position de supination, poignet en position neutre.	Au bras, le plus près de l'épaule possible pour éviter la protraction. Coller l'avant-bras le plus possible avec jambe de l'évaluateur.	Juste proximale à l'articulation du poignet sur la surface ventrale du poignet

EXTENSION DU COUDE

POSITION DU SUJET	POSITION DU SEGMENT TESTÉ	STABILISATION MANUELLE	POSITION DU DYNAMOMÈTRE
Décubitus dorsal	Bras le long du corps, coude fléchi à 90°, avant-bras en position intermédiaire de pronation-supination, poignet en position neutre	Au bras, le plus près de l'épaule possible pour éviter la protraction	Juste proximale à l'articulation du poignet sur la surface cubitale de l'avant-bras (sur le styloïde cubital)



**Groupe de recherche clinique sur l'adaptation-réadaptation
de la personne ayant une lésion médullaire**

FLEXION DE L'ÉPAULE

POSITION DU SUJET	POSITION DU SEGMENT TESTÉ	STABILISATION MANUELLE	POSITION DU DYNAMOMÈTRE
Position proximale Tétraplégique			
Décubitus dorsal	Épaule fléchie à 90°, position neutre d'adduction horizontale, en rotation interne, coude à 90 flexion	Stabilisation face latérale du bras pour éviter l'oscillation. POUR LES TETRA, maintenir le bras à 90 flexion	Juste proximal à l'articulation du coude, sur la face latérale du bras, sous l'épicondyle lat.
Position distale Paraplégique			
Décubitus dorsal	Épaule fléchie à 90°, position neutre d'adduction horizontale et de rotation, coude en extension	Stabilisation face latérale du bras pour éviter l'oscillation.	Juste proximal au poignet, sur la face radiale de l'avant-bras.



**Groupe de recherche clinique sur l'adaptation-réadaptation
de la personne ayant une lésion médullaire**

EXTENSION DE L'ÉPAULE

POSITION DU SUJET	POSITION DU SEGMENT TESTÉ	STABILISATION MANUELLE	POSITION DU DYNAMOMÈTRE
Position proximale Tétraplégique			
Décubitus dorsal	Épaule fléchie à 90°, position neutre d'adduction horizontale, en rotation interne, coude à 90 flexion	Stabilisation face latérale du bras pour éviter l'oscillation. POUR LES TETRA, maintenir le bras à 90 flexion	Juste proximal à l'articulation du coude, sur la face médiale du bras, sous l'épicondyle méd.
Position distale Paraplégique			
Décubitus dorsal	Épaule fléchie à 90°, position neutre d'adduction horizontale et de rotation, coude en extension	Stabilisation face latérale du bras pour éviter l'oscillation.	Juste proximal au poignet, sur la face cubitale de l'avant-bras.



**Groupe de recherche clinique sur l'adaptation-réadaptation
de la personne ayant une lésion médullaire**

ROTATION MÉDIALE DE L'ÉPAULE

POSITION DU SUJET	POSITION DU SEGMENT TESTÉ	STABILISATION MANUELLE ET AVEC ACCESSOIRES	POSITION DU DYNAMOMÈTRE
Décubitus dorsal	Bras le long du corps, coude fléchi à 90°, position intermédiaire de pronation- supination, poignet en position neutre	Au bras pour éviter l'abduction du bras et la flexion de l'épaule.	Juste proximale à l'articulation du poignet sur la surface ventrale de l'avant- bras

ROTATION LATÉRALE DE L'ÉPAULE

POSITION DU SUJET	POSITION DU SEGMENT TESTÉ	STABILISATION MANUELLE ET AVEC ACCESSOIRES	POSITION DU DYNAMOMÈTRE
Décubitus dorsal	Bras le long du corps, coude fléchi à 90°, position neutre de pro-supination, position neutre du poignet	Au bras, face latérale pour éviter adduction ou flexion	Juste proximal à l'articulation du poignet, sur la face dorsale de l'avant-bras



**Groupe de recherche clinique sur l'adaptation-réadaptation
de la personne ayant une lésion médullaire**

ABDUCTION DE L'ÉPAULE

POSITION DU SUJET	POSITION DU SEGMENT TESTÉ	STABILISATION MANUELLE ET AVEC ACCESSOIRES	POSITION DU DYNAMOMÈTRE
Position proximale Tétraplégique			
Décubitus dorsal	Bras le long du corps, coude en extension, position intermédiaire de pronation-supination, poignet en position neutre	Sur le bassin contra-latéral ou l'épaule contralatérale. PLACER PLANCHE POUR ÉVITER FRICTION AU BESOIN.	Juste proximal à l'articulation du coude sur la face latérale du bras
Position distale Paraplégique			
Décubitus dorsal	Bras le long du corps, coude en extension, position intermédiaire de pronation-supination, poignet en position neutre	Sur le bassin contra-latéral ou l'épaule contralatérale. PLACER PLANCHE POUR ÉVITER FRICTION AU BESOIN.	Juste proximal à l'articulation poignet sur la surface dorsale du poignet



**Groupe de recherche clinique sur l'adaptation-réadaptation
de la personne ayant une lésion médullaire**

ADDITION DE L'ÉPAULE

POSITION DU Sujet	POSITION DU SEGMENT TESTÉ	STABILISATION MANUELLE ET AVEC ACCESSOIRES	POSITION DU DYNAMOMÈTRE
Position proximale Tétraplégique			
Décubitus dorsal	Bras à 90° d'abduction, coude en extension, position intermédiaire de pronation-supination,	Sur le tronc ou sur l'épaule contralatérale pour éviter la rotation du tronc	Juste proximal à l'articulation du coude sur la face médiale du bras
Position distale Paraplégique			
Décubitus dorsal	Bras à 90° d'abduction, coude en extension, position intermédiaire de pronation-supination	Sur le tronc ou sur l'épaule contralatérale pour éviter la rotation du tronc	Juste proximal à l'articulation du poignet sur la surface ventrale de l'avant- bras



**Groupe de recherche clinique sur l'adaptation-réadaptation
de la personne ayant une lésion médullaire**

FLEXION DU POIGNET

POSITION DU SUJET	POSITION DU SEGMENT TESTÉ	STABILISATION MANUELLE ET AVEC ACCESSOIRES	POSITION DU DYNAMOMÈTRE
Assis (au fauteuil roulant ou au bord du matelas), avant-bras appuyé sur une table.	Bras le long du corps, coude fléchi à 90°, avant-bras supination, poignet en flexion	L'avant-bras peut être stabilisé sur une table.	Dans la paume de la main, sous les articulations métacarpo-phalangiennes

EXTENSION DU POIGNET

POSITION DU SUJET	POSITION DU SEGMENT TESTÉ	STABILISATION MANUELLE ET AVEC ACCESSOIRES	POSITION DU DYNAMOMÈTRE
Assis (au fauteuil roulant ou au bord du matelas), avant-bras appuyé sur une table.	Bras le long du corps, coude fléchi à 90°, avant-bras en pronation, poignet en extension	L'avant-bras peut être stabilisé sur une table.	Sur le dos de la main, sous les articulations métacarpo-phalangiennes

Pour toutes informations :

Marie-Thérèse Laramée, physiothérapeute

Institut de réadaptation de Montréal

Annexe IV. Article –Accord des coauteurs

1. Identification

Anne-Marie Girard

Sciences biomédicales option Réadaptation (2-484-1-0)

2. Article

Changes in upper limb range of motion during intensive rehabilitation in person with traumatic spinal cord injury

Anne-Marie Girard PT², Luc Noreau PhD¹, Sylvie Nadeau PhD²

¹ *Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale, Institut de réadaptation en déficience physique de Québec et Université Laval, and* ² *Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation, site Institut de réadaptation de Montréal et École de réadaptation, Université de Montréal, Montréal, Canada*

Article en préparation, sera soumis à Journal of Rehabilitation Medicine.

3. Déclaration des coauteurs

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour qu'Anne-Marie Girard inclue cet article sans son mémoire de maîtrise qui a pour titre :

Étude de l'évolution des aptitudes physiques au cours de la réadaptation fonctionnelle intensive (RFI) et relations avec l'autonomie fonctionnelle chez les blessés médullaires traumatiques

Signature coauteur

4 janvier 2009

Date

Signature coauteur

4 janvier 2009

Date

Annexe V. Tableaux des résultats complémentaires

Tableau VI Force musculaire à l'admission et au congé de la RFI pour les participants ayant une tétraplégie traumatique

Mouvements	AIS	Tétraplégie		
		Moyenne \pm ET		
		Admission	Congé	Différence
Épaule				
Flexion		18.8 \pm 15,9	27.9 \pm 18,8	10.8 \pm 11.3*
	ABC	15.3 \pm 15,2	24.8 \pm 20,2	8.6 \pm 12.0*
	D	21.1 \pm 16,2	30.1 \pm 17,5	12.1 \pm 10.9*
Extension		19.4 \pm 17,8	34.2 \pm 22,9	16.3 \pm 14.4*
	ABC	11.6 \pm 15,7	24.1 \pm 24,1	12.2 \pm 15.7*
	D	24.9 \pm 17,2	41.7 \pm 18,9	18.9 \pm 13.0*
Abduction		22.7 \pm 18,0	34.3 \pm 20,2	13.1 \pm 12.6*
	ABC	18.2 \pm 15,4	31.5 \pm 21,6	12.7 \pm 14.1*
	D	26.2 \pm 19,1	36.5 \pm 18,8	13.2 \pm 11,5*
Adduction		16.6 \pm 18,1	28.1 \pm 20,4	13.2 \pm 13.3*
	ABC	8.3 \pm 12,5	20.3 \pm 20,5	10.3 \pm 9.7*
	D	23.3 \pm 19,2	33.9 \pm 18,5	15.2 \pm 15.5*
Rotation médiale		19.6 \pm 15,7	28.1 \pm 16,9	9.4 \pm 12.1*
	ABC	16.9 \pm 16,9	24.8 \pm 18,7	7.1 \pm 8.5*
	D	21.6 \pm 14,6	31.2 \pm 14,8	11.2 \pm 14.1*
Rotation latérale		13.1 \pm 11,5	20.9 \pm 14,1	8.9 \pm 7.5*
	ABC	11.6 \pm 12,5	19.3 \pm 15,7	8.0 \pm 7,7*
	D	14.3 \pm 10,7	22.2 \pm 12,8	9.4 \pm 7,4*
Coude				
Flexion		20.3 \pm 16,2	35.4 \pm 20,6	15.5 \pm 11.1*
	ABC	19.8 \pm 17,2	33.4 \pm 21,9	12.6 \pm 10.4*
	D	20.8 \pm 15,6	37.0 \pm 19,7	17.4 \pm 11.3*
Extension		7.7 \pm 10,0	14.4 \pm 14,2	6.7 \pm 7.8*
	ABC	2.5 \pm 7,3	4,6 \pm 9,4	2.0 \pm 4.3*
	D	11.9 \pm 9,9	22.0 \pm 12,5	9.4 \pm 7,4*

Mouvements	AIS	Tétraplégie		
		Moyenne \pm ET		
		Admission	Congé	Différence
Poignet				
Flexion		15.9 \pm 25.6	35.9 \pm 40.4	20.1 \pm 23.9*
	ABC	2.9 \pm 9.4	9.3 \pm 26,3	6.2 \pm 17.6*
	D	26.7 \pm 29.6	58.1 \pm 36.6	31.9 \pm 22.4*
Extension		29.0 \pm 33.6	63.6 \pm 48.7	35.4 \pm 32.1*
	ABC	18.65 \pm 25.3	43.6 \pm 46.6	24.5 \pm 30.9*
	D	37.04 \pm 37.6	78.6 \pm 45.3	44.0 \pm 31.0*
Main				
Préhension		4.2 \pm 7.5	9.7 \pm 12.3	5.6 \pm 7.6*
	ABC	0.3 \pm 1.5	1.6 \pm 5.7	1.2 \pm 4.7
	D	7.4 \pm 8.9	15.7 \pm 12.3	9.1 \pm 7.8*

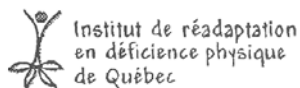
* p-value<.05 entre l'admission et le congé

Tableau VII. Modèles issus des résultats des analyses de régression multiples permettant d'expliquer les scores d'autonomie fonctionnelle (MIF) au congé chez les participants avec une tétraplégie (ABC n=37; D n=51), à partir des variables indépendantes au congé

Variables dépendantes	Groupe	Variables indépendantes entrant dans les modèles	R ²	
Soins personnels	Tétraplégie	Force en extension de l'épaule (Nm)	.434	
		AA rotation médiale épaule (Degrés)	.571	
	ABC	Force en adduction épaule (Nm)	.657	
		Somme des changements à l'épaule ⁶	.740	
	D	AA rotation médiale épaule (Degrés)	.279	
		Force en flexion de l'épaule (Nm)	.695	
	Transferts	Tétraplégie	Nombre de déficits secondaires	.405
			Force en extension épaule (Nm)	.585
AA rotation médiale épaule (Degrés)			.653	
Nombre de déficiences secondaires sans plaies			.700	
ABC		Force en extension de l'épaule (Nm)	.765	
		AA en rotation médiale	.817	
D		AA en flexion de l'épaule	.302	
		Force en flexion de l'épaule	.496	

⁶ La somme des changements à l'épaule représente la somme obtenue en additionnant les pertes (-1), la stabilité (0) et les gains (+1) de tous les mouvements du membre supérieur pour un participant.

Annexe VI. Autorisations des comités d'éthiques



Institut de réadaptation
en déficience physique
de Québec

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Québec, le 23 juillet 1999

Par la présente, le comité d'éthique de la recherche de l'Institut de réadaptation en déficience physique de Québec, site François-Charon, atteste qu'il a évalué le projet de recherche intitulé :

« Évaluation des services médicaux et de réadaptation fournis aux personnes ayant une lésion médullaire »

Préparé par :

Luc Noreau, Ph.D.

Les membres du comité d'éthique de la recherche sont :

Président	Patrick Fougeyrollas, Ph.D., DS
Co-présidente	Lorraine Bégin, DSP
	Lyne Beauregard (rep. de l'Université Laval)
	Yolande Buteau (rep. du CM, site Louis-Hébert)
	Richard Chabot (rep. comité des usagers, site FC)
	Lilianne Charron (rep. comité des usagers, site CV)
	Rachelle Dutil (rep. du site CV)
	Michel Giroux (avocat, éthicien et conseiller juridique)
	Lucie Marcotte (rep. du CMDP, site FC)
	Gilles Piché, (rep. du site FC)
	Diane Rochefort (rep. du CECII, site LH)
	Johanne Trahan (coordonnatrice de la recherche)

Le comité d'éthique de la recherche a révisé le protocole de recherche et nous certifions que cette recherche a obtenu notre accord au point de vue de l'éthique.



CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Par la présente le comité d'éthique de l'Institut de réadaptation de Montréal atteste qu'il a évalué le projet de recherche intitulé :

«Appel d'offres sur les services médicaux et de réadaptation en lésion médullaire soumis et approuvé par le Conseil Québécois de la recherche sociale».

présenté par : Luc Noreau, Ph. D, Marie Gervais, Ph. D, Denis Gravel, Ph. D, Patrick Foougeyrollas, Ph. D, Pierre Fréchette, M.D. Pierre Proulx, M.D., Isabelle Côté, M.D.

Le comité composé de :

M. Jacques R. Nolet, directeur général
Mme Lisette Gagnon, directrice des soins infirmiers
Dr Bernard Leduc, physiatre
Mme Marie-Hélène Chartrand, psychologue
M. Bertrand Arsenault, chercheur
M. Régis Blais, chercheur agrégé, Faculté de médecine

a jugé cette recherche acceptable sur le plan de l'éthique.

Annexe VII. Abrégés de participation à des activités scientifiques

Etude des changements d'amplitude articulaire aux membres supérieurs lors de la rééducation fonctionnelle intensive chez les personnes ayant une tétraplégie secondaire à un traumatisme de la moelle épinière.

Introduction : Le gain ou le maintien de la mobilité articulaire est un objectif important de la rééducation fonctionnelle intensive (RFI) des personnes avec une tétraplégie. **Objectif :** Caractériser les changements de l'amplitude articulaire des membres supérieurs chez cette population lors de la RFI. **Devis :** ongulonl et prospectif. **Méthodologie :** Quatre-vingt-quatorze personnes (40.2± 17.1 ans) ayant une tétraplégie (incomplète : n=69; complète : n=25) d'origine traumatique ont été évaluées à l'admission et au congé de la RFI. Les amplitudes articulaires des épaules, des coudes et des poignets ont été mesurées par goniométrie. Les données ont été regroupées en trois catégories : gain (augmentation >5°), perte (détérioration >5°), stabilité (gain ou perte <5°). **Résultats :** La majorité des personnes avec une tétraplégie augmentent ou conservent leur mobilité articulaire lors de la RFI. Cependant, certaines d'entre elles montrent des pertes d'amplitudes (épaule 35.6%, coude 25.6% et poignet 40 %). Chez les individus qui ne montrent pas de changements, 21.8%, 7.1% et 9.9% respectivement, ont des amplitudes incomplètes aux épaules, aux coudes et aux poignets. La moitié des sujets présentant des pertes avaient soit de la douleur, de la spasticité ou au moins un déficit secondaire. **Conclusion :** Un nombre important de personnes avec une tétraplégie ont des amplitudes articulaires incomplètes aux membres supérieurs à la fin de la RFI et certaines d'entre elles montrent une détérioration des amplitudes en cours de RFI. Ceci malgré des interventions qui visent à réduire les déficits de mobilité. Des analyses sont en cours pour tenter de caractériser ces individus et identifier les facteurs qui expliquent ces résultats.

Girard Anne-Marie^{1,2}, Nadeau Sylvie^{1,2}, Noreau Luc^{3,4}, Tremblay Julie³, Anderson Donna³, Beauregard Line^{3,5,6}, Boucher Normand^{3,6}, Swaine Bonnie^{1,2}

¹École de réadaptation, Université de Montréal. ²Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation de Montréal. ³Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (CIRRIIS). ⁴Département de réadaptation, Université Laval. ⁵Institut de réadaptation en déficience physique de Québec (IRDPO). ⁶École de service social, Université Laval.

Abrégé 1. Journée scientifique du Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR). Québec. Mai 2007.

#P7

Changes in Range of Motion of the Upper Limbs During In-patient Rehabilitation in Persons With Tetraplegia After Traumatic Spinal Cord Injury

Anne-Marie Girard, PT, BSc^{1,2}; Sylvie Nadeau, PhD^{1,2}; Luc Noreau, PhD^{3,4}; Julie Tremblay, MSc³; Donna Anderson, PhD³; Line Beaugregard, PhD^{3,5,6}; Normand Boucher, PhD^{3,6}; Bonnie Swaine, PhD^{1,2}
¹École de Réadaptation, Université de Montréal; ²Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation de Montréal; ³Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration (CIRRS); ⁴Rehabilitation Department, Laval University; ⁵Rehabilitation Institute of Quebec City (IRDPQ); ⁶School of Social Work, Laval University, Montreal, Quebec

Objective: The objective was to assess the effect of functional intensive rehabilitation on upper limb ROM in persons with tetraplegia after spinal cord injury (SCI) and to identify its determinants. Recovering or maintaining optimal range of motion (ROM) of the upper limbs is an important rehabilitation objective in these individuals. However, no study has described the changes in ROM during the rehabilitation process in this population.

Design: Longitudinal and prospective.

Participants/Methods: A cohort of 94 persons (mean age: 40.2 ± 17.1 years; 10 women and 84 men) with tetraplegia (incomplete: n = 69; complete: n = 25) after a traumatic SCI were assessed at baseline and at discharge from rehabilitation. ROM at the shoulder, elbow, and wrist was quantified bilaterally using standardized goniometry. The change in ROM was expressed categorically to characterize deterioration (decrease > 5°), stability (changes between -5° and 5°), and improvement (increase > 5°) in mobility. Descriptive statistics were used to document changes in ROM and to explore its determinants.

Results: Although rehabilitation mainly produced a positive effect on upper limb mobility, decreased ROM was observed at the shoulders, elbows, and wrists in 35.6%, 25.6%, and 40% of participants, respectively, with no major differences between sides. Respectively, 73.2%, 92.9%, and 90.1% of participants showing ROM stability (no significant changes) at the shoulders, elbows, and wrists had complete mobility. One half of the participants presenting a decrease in ROM of 1 of the upper limbs had pain, spasticity, or at least 1 secondary impairment.

Conclusion: Several individuals with tetraplegia have decreased mobility of the upper limbs at rehabilitation discharge despite receiving rehabilitation interventions to optimize ROM. Future analyses of the data will allow identification of the characteristics of participants with decreased ROM and the major determinants of this finding.

Support: Quebec Rehabilitation Research Network and the Programme de Recherche en Réadaptation et Intégration Sociale en Traumatologie.

Abrégé 2. ASIA Thirty-third Annual Scientific Meeting. (Congrès international de l'American Spinal Injury Association). Tampa, Floride. Mai 2007.

ASIA poster presentations 2007. The journal of Spinal Cord Medicine, Vol 30 (2): 185

BIO-09**Étude des changements d'amplitude articulaire aux membres supérieurs lors de la rééducation fonctionnelle intensive chez les personnes ayant une tétraplégie secondaire à un traumatisme de la moelle épinière**

GIRARD, A.-M.^{1,2}, NADEAU, S.^{1,2}, NOREAU, L.^{3,4}, TREMBLAY, J.³, ANDERSON, D.³,
BEAUREGARD, L.^{3,5,6}, BOUCHER, N.^{3,6} & SWAINE, B.R.^{1,2}

1 École de réadaptation, Université de Montréal;

2 CRIR — Institut de réadaptation de Montréal;

3 CIRRIIS;

4 Département de réadaptation, Université Laval;

5 Institut de réadaptation en déficience physique de Québec;

6 École de service social, Université Laval

Introduction : Le gain ou le maintien de la mobilité articulaire est un objectif important de la rééducation fonctionnelle intensive (RFI) des personnes avec une tétraplégie.

Objectif : Caractériser les changements de l'amplitude articulaire des membres supérieurs chez cette population lors de la RFI.

Devis : longitudinal et prospectif.

Méthodologie : Quatre-vingt-quatorze personnes ($40,2 \pm 17,1$ ans) ayant une tétraplégie (incomplète : $n=69$; complète : $n=25$) d'origine traumatique ont été évaluées à l'admission et au congé de la RFI. Les amplitudes articulaires des épaules, des coudes et des poignets ont été mesurées par goniométrie. Les données ont été regroupées en trois catégories : gain (augmentation $>5^\circ$), perte (détérioration $>5^\circ$), stabilité (gain ou perte $<5^\circ$).

Résultats : La majorité des personnes avec une tétraplégie augmentent ou conservent leur mobilité articulaire lors de la RFI. Cependant, certaines d'entre elles montrent des pertes d'amplitudes (épaule 35,6%, coude 25,6% et poignet 40%). Chez les individus qui ne montrent pas de changements, 21,8%, 7,1% et 9,9% respectivement, ont des amplitudes incomplètes aux épaules, aux coudes et aux poignets. La moitié des sujets présentant des pertes avaient soit de la douleur, de la spasticité ou au moins un déficit secondaire.

Conclusion : Un nombre important de personnes avec une tétraplégie ont des amplitudes articulaires incomplètes aux membres supérieurs à la fin de la RFI et certaines d'entre elles montrent une détérioration des amplitudes en cours de RFI. Ceci malgré des interventions qui visent à réduire les déficits de mobilité. Des analyses sont en cours pour tenter de caractériser ces individus et identifier les facteurs qui expliquent ces résultats.

Remerciements : Projet supporté par le Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR) et par le Programme de recherche en réadaptation et intégration sociale en traumatologie (PRISST).

Abrégé 3. Journée scientifique du CRIR-CIRRIIS. Montréal. Avril 2007.

Étude des changements dans les aptitudes physiques au cours de la rééducation fonctionnelle intensive (RFI) et analyse de leurs relations avec l'autonomie fonctionnelle chez les blessés médullaires traumatiques

Anne-Marie GIRARD¹, Sylvie NADEAU^{1,3}, Luc NOREAU², Julie TREMBLAY², Bonnie SWAINE^{1,3}, Donna ANDERSON², Line BEAUREGARD², Normand BOUCHER²

¹ Université de Montréal; ² Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale; ³ Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR)

Introduction : Le gain ou le maintien de la mobilité articulaire est un objectif important de la rééducation fonctionnelle intensive (RFI) des personnes avec une tétraplégie.

Objectif : Caractériser les changements de l'amplitude articulaire des membres supérieurs chez cette population lors de la RFI.

Devis : longitudinal et prospectif.

Méthodologie : Quatre-vingt-quatorze personnes (40.2± 17.1 ans) ayant une tétraplégie (incomplète : n=69; complète : n=25) d'origine traumatique ont été évaluées à l'admission et au congé de la RFI. Les amplitudes articulaires des épaules, des coudes et des poignets ont été mesurées par goniométrie. Les données ont été regroupées en trois catégories : gain (augmentation >5°), perte (détérioration >5°), stabilité (gain ou perte <5°).

Résultats : La majorité des personnes avec une tétraplégie augmentent ou conservent leur mobilité articulaire lors de la RFI. Cependant, certaines d'entre elles montrent des pertes d'amplitudes (épaule 35.6%, coude 25.6% et poignet 40 %). Chez les individus qui ne montrent pas de changements, 21.8%, 7.1% et 9.9% respectivement, ont des amplitudes incomplètes aux épaules, aux coudes et aux poignets. La moitié des sujets présentant des pertes avaient soit de la douleur, de la spasticité ou au moins un déficit secondaire.

Conclusion : Un nombre important de personnes avec une tétraplégie ont des amplitudes articulaires incomplètes aux membres supérieurs à la fin de la RFI et certaines d'entre elles montrent une détérioration des amplitudes en cours de RFI. Ceci malgré des interventions qui visent à réduire les déficits de mobilité. Des analyses sont en cours pour tenter de caractériser ces individus et identifier les facteurs qui expliquent ces résultats.

Anne-Marie Girard est étudiante au programme de maîtrise en sciences biomédicales de l'Université de Montréal sous la direction du Dr Luc Noreau et de la Dre Sylvie Nadeau. Ses travaux sont réalisés grâce à l'appui financier du Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation, du Programme de recherche en réadaptation et intégration sociale en traumatologie et de l'Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec.

Abrégé 4. Colloque des étudiants du CIRIS. Québec. Février 2008.